



Solange Fernandes Oliveira

Licenciatura em Ciências de Engenharia Biomédica

Uso de espectrogramas para o estudo do Sistema Nervoso Autónomo

Dissertação para obtenção do grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Co-Orientadores: Prof. Doutora Carla Maria Quintão Pereira, Professora Auxiliar,
Universidade Nova de Lisboa

Prof. Doutor Ricardo Vigário, Professor Associado, Universidade
Nova de Lisboa

Setembro de 2019



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Uso de Espectrogramas para o estudo do Sistema Nervoso Autónomo

Copyright © Solange Fernandes Oliveira, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

À minha família

Agradecimentos

Agradeço à minha orientadora Professora Carla Quintão, por todo o apoio, orientação e disponibilidade. Ao professor Ricardo Vigário, pelo acompanhamento que me deu ao longo do trabalho e pelas sugestões tão interessantes. À professora Cláudia Quaresma por acompanhar o meu trabalho de forma interessada.

Ao Pedro Morais por toda a ajuda e apoio que me prestou durante a realização desta tese, pelos comentários, sugestões, apoio e disponibilidade, muito obrigada.

Quero agradecer também a todos os meus amigos do BEST Almada, por me terem permitido crescer lado a lado com eles, e por me terem ajudado durante a fase de recolha de dados.

Uma palavra de gratidão aos meus A.M.Ê.G.O.S do coração, pelo incentivo, motivação e suporte incondicionais e ao Rafael por me acompanhar nesta viagem.

À minha família, o maior obrigado de todos, por me ensinarem a ser quem sou. Por me apoiarem em todos os momentos e por me terem dado a oportunidade de crescer e de ser mais. Aos meus pais e ao meu irmão Tomás, aos meus avós, aos meus padrinhos Glória e Carlos, aos meus primos e tios. Obrigada do fundo do coração por nunca me deixarem só, por me incentivarem e por me terem dado as asas para voar.

Resumo

O Sistema Nervoso Autônomo (**SNA**) é responsável pela regulação de órgãos internos e é por meio dele que é feita a manutenção da homeostase. Inúmeras doenças como a diabetes, a hipertensão arterial, a doença pulmonar obstrutiva crônica, e diversas doenças cardiovasculares derivam do mau funcionamento do **SNA**, de modo que a sua compreensão seria fundamental para o tratamento das mesmas.

O objetivo desta dissertação é perceber o comportamento do **SNA**, e em particular, a interação das suas subdivisões, o Sistema Nervoso Simpático (**SNS**) e o Sistema Nervoso Parassimpático (**SNP**) perante três momentos de estímulo indutor de stress: O Cold Pressor Test (**CPT**), o Teste Stroop de cores e palavras (**TSCP**) e uma Tarefa de Cálculo (**TCM**). Em particular, pretende comprovar que existe no **SNA** um comportamento de Dessincronia/Sincronia, relacionada com eventos, à semelhança do que sucede para o Sistema Nervoso Central.

Para cumprir esses objetivos, recolheram-se sinais eletrocardiográficos (**ECG**) e de Atividade Eletrodérmica (**EDA**), a 28 indivíduos saudáveis e voluntários. Analisaram-se sinais de Variabilidade da Frequência Cardíaca, por métodos lineares e não-lineares e fez-se uma análise em tempo-frequência através da construção de espectrogramas, e sinais de **EDA**, através da sua decomposição em componente tónica e fásica.

Concluiu-se que o **SNA** apresenta situações de Dessincronização Relacionada a Eventos, correspondente a uma diminuição da potência da banda **HF** durante um estímulo, e situações de Sincronização Relacionada a Eventos correspondente ao aumento dessa potência depois do estímulo.

Palavras-chave: Sistema Nervoso Autônomo, Variabilidade da Frequência Cardíaca, Atividade Eletrodérmica, Cold Pressor Test, Teste Stroop de cores e palavras, Espectrograma

Abstract

The Autonomic Nervous System ([SNA](#)) is responsible for the regulation of internal organs and for the maintenance of homeostasis. Numerous diseases such as diabetes, high blood pressure, chronic obstructive pulmonary disease, and various cardiovascular diseases derive from the malfunction of the [SNA](#), so their understanding would be crucial for their treatment.

The objective of this dissertation is to understand the behavior of the [SNA](#), and in particular, the interaction of its subdivisions, the Sympathetic Nervous System ([SNS](#)) and the Parasympathetic Nervous System ([SNP](#)) before three stress inducing moments: The Cold Pressor Test ([CPT](#)), the Stroop Color and Word Test ([TSCP](#)) and a Calculation Task ([TCM](#)). In particular, it intends to prove that there is an event-related behavior of Desynchrony / Synchrony in the [SNA](#), similarly to the Central Nervous System.

For this, electrocardiographic ([ECG](#)) and Electrodermal Activity ([EDA](#)) signals were collected from 28 healthy volunteers. Signals of Heart Rate Variability were analyzed by linear and nonlinear methods and time-frequency analysis was performed by the construction of spectrograms and [EDA](#) signals by their decomposition into tonic and phasic components.

It was concluded that the [SNA](#) presents Event Related Desynchronization situations, corresponding to a decrease of the [HF](#) band power during a stimulus, and Event Related Synchronization situations corresponding to an increase of this power after the stimulus.

Keywords: Autonomic Nervous System, Heart Rate Variability, Electrodermal Activity, Cold Pressor Test, Word and Color Stroop Test, Spectrogram

Índice Geral

Agradecimentos	v
Resumo	vii
Abstract	ix
Índice Geral	xi
Índice de Figuras	xiii
Índice de Tabelas	xvii
Siglas	xix
1 Introdução.....	1
1.1 Motivação.....	2
1.2 Objetivos e Hipótese	2
1.3 Estrutura do trabalho	3
2 Conceitos Teóricos	5
2.1 Sistema Nervoso Autónomo.....	5
2.1.1 <i>Sistema Nervoso Simpático</i>	<i>8</i>
2.1.2 <i>Sistema Nervoso Parassimpático</i>	<i>8</i>
2.1.3 <i>Sinalização química do SNA</i>	<i>9</i>
2.2 Sistema Cardiovascular	10
2.2.1 <i>Eletrofisiologia Cardíaca.....</i>	<i>10</i>
2.2.2 <i>Potenciais de membrana nas células cardíacas contráteis.....</i>	<i>12</i>
2.2.3 <i>Eletrocardiograma.....</i>	<i>13</i>
2.2.4 <i>Variabilidade da frequência cardíaca.....</i>	<i>15</i>
2.3 Atividade Eletrodérmica.....	17
2.3.1 <i>Bases anátomo-fisiológicas da atividade eletrodérmica.....</i>	<i>17</i>
2.3.2 <i>Aquisição de sinal de Atividade Eletrodérmica.....</i>	<i>18</i>
2.3.3 <i>Sinal de Atividade Eletrodérmica.....</i>	<i>19</i>
2.4 Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca	21
2.4.1 <i>Métodos lineares no domínio do tempo.....</i>	<i>21</i>
2.4.2 <i>Métodos lineares no domínio da frequência</i>	<i>26</i>
2.4.3 <i>Métodos não lineares</i>	<i>29</i>
2.4.4 <i>Análise em Tempo-Frequência</i>	<i>32</i>
2.5 Análise de Atividade Eletrodérmica.....	35
2.6 Estímulos indutores de stress.....	37
2.6.1 <i>Cold Pressor Test.....</i>	<i>37</i>

2.6.2	Testes Stroop de cores e palavras.....	37
2.7	Dessincronização Relacionada a Eventos no EEG.....	38
3	Estado da arte.....	39
3.1	Influência do Cold Pressor Test na VFC e na EDA	39
3.2	Teste Stroop de cores e palavras e influência na VFC e na EDA	47
3.3	Tarefa de cálculo mental e alterações na VFC e na EDA.....	49
4	Materiais e métodos	53
4.1	Caraterização da amostra e aquisição de dados.....	53
4.2	Protocolo experimental.....	55
4.3	Pré-Processamento	56
4.3.1	Sinal Eletrocardiográfico.....	57
4.3.2	Sinal de Atividade Eletrodérmica.....	60
4.4	Processamento	62
4.4.1	Índices da VFC no domínio do tempo e índice não linear $\alpha 1$	62
4.4.2	Gráfico de Poincaré.....	62
4.4.3	Análise de Frequências no sinal de VFC.....	62
4.4.4	Representação do sinal de VFC em Tempo-Frequência	64
4.4.5	Tratamento do sinal de EDA na interface Ledalab.....	65
5	Análise e Discussão de Resultados.....	67
5.1	Análise da Frequência Cardíaca	67
5.2	Análise do Gráfico de Poincaré.....	70
5.3	Alterações da VFC no domínio do tempo	75
5.4	Espectros de Potência e Espectrogramas do sinal de VFC.....	79
5.5	Alterações do índice não-linear $\alpha 1$ resultante da DFA	95
5.6	Comportamento do sinal de EDA.....	97
5.7	Discussão geral dos resultados obtidos	101
6	Conclusão.....	103
6.1	Perspetivas Futuras.....	104
	Bibliografia	105
	Apêndices	113
	Apêndice A – Questionário para Caracterização da Amostra.....	115
	Apêndice B – Descrição detalhada da Amostra.....	117
	Apêndice C – Consentimento Informado	119
	Apêndice D – Suporte Visual para o Protocolo Experimental.....	121

Índice de Figuras

Figura 2.1 - Representação esquemática da inervação nervosa do coração. Adaptada de [12]. ...	6
Figura 2.2 – Representação esquemática da ação do SNS (ligações a verde) e do SNP (ligações a azul) nos diversos tecidos do corpo humano [15].....	7
Figura 2.3 - Em vez de um bulbo final sináptico, é libertado um neurotransmissor a partir de inchaços ao longo do comprimento de uma fibra que faz uma extensa rede de conexões no alvo-efetor. Adaptada de [12]......	10
Figura 2.4 – Representação esquemática da vista anterior da secção frontal do sistema de condução do coração. Adaptada de [14]......	11
Figura 2.5 - Representação do potencial de ação de células contráteis cardíacas. Adaptada de [14]......	13
Figura 2.6 - Representação esquemática das 12 Derivações do ECG. [21].	14
Figura 2.7 - Registo típico de um traçado eletrocardiográfico obtido através da derivação DII [18].	14
Figura 2.8 - Intervalos RR obtidos a partir dos intervalos entre ondas R sucessivas. Obtida de [22].	15
Figura 2.9 - A onda de despolarização em ritmo sinusal normal mostra uma FC em repouso estável(a). Após estimulação parassimpática, a FC diminui (b). Após estimulação simpática, a FC aumenta (c). Adaptada de [14]......	16
Figura 2.10 - Representação esquemática das glândulas sudoríparas. Adaptada de [31].	18
Figura 2.11 - Representação gráfica dos principais componentes da EDA. Adaptado de [5].....	20
Figura 2.12 - Relação entre os índices lineares de VFC (a) rMSSD e pNN50 e (b) pNN50 e NN50, para 857 medidas de 24h. Obtida de [36]	23
Figura 2.13 – Esquema representativo da obtenção do índice triangular da VFC.	24
Figura 2.14 - Gráfico de Poincaré, com o comprimento e a largura representados graficamente. Adaptada de [39].	24
Figura 2.15 – Gráfico de Poincaré dos intervalos RR de um paciente saudável, com padrão em forma de cometa. Adaptada de [22]......	25
Figura 2.16 - Representação do Gráfico de Poincaré dos intervalos RR de indivíduos não-saudáveis. Adaptado de [22]......	25
Figura 2.17 – Gráfico de Poincaré dos intervalos RR de um indivíduo saudável. Adaptada de [22].	26
Figura 2.18 - Espectro de VFC do mesmo sinal representado pelo <i>Gráfico de Poincaré</i> da Figura 2.14, em que a componente respiratória se localiza perto dos 0.3 Hz e a componente vasomotora perto dos 0.1 Hz. Adaptado de [39]......	27

Figura 2.19 – Método DFA. a) Sinal original selecionado (intervalos RR obtidos do ECG), b) sinal integrado com tendências locais em cada seção, c) Sinal integrado e após <i>detrend</i> . Adaptada de [44].	30
Figura 2.20 – Gráfico logarítmico duplo, com a representação do cálculo dos expoentes de escala, α_1 e α_2 . Obtida de [44].	31
Figura 2.21 - Gráficos em tempo-frequência obtidos através do espectrograma: variação da potência absoluta nas bandas VLF, LF e HF. A curva de variação da razão LF/HF também é apresentada no gráfico de baixo. Adaptada de [50].	34
Figura 3.1 – Alterações na Frequência Cardíaca (FC), no valor normalizado da banda de alta frequência (HF _n), e da razão LF/HF da VFC e expoente de escala (α_1) de curta-duração. Adaptada de [53].	40
Figura 3.2 - Exemplos de alguns espectrogramas obtidos no estudo de Ana Duarte, nos quais as linhas verticais marcam as 3 fases do protocolo e as linhas horizontais as diferentes bandas de frequência, VLF, LF e HF de baixo para cima. Obtida de [7].	42
Figura 3.3 - Análise em frequência obtida em Matlab para um dos indivíduos do estudo. Obtida de [7].	43
Figura 3.4 – Nível de condutância da pele, expressa em micro-Siemens: Antes, durante o CPT e 4 minutos após estímulo. Adaptada de [63]	44
Figura 3.5 – Sinais de FC e de EDA para um dado indivíduo, mediante aplicação do CPT e do TSCP. A linha vertical laranja indica o início do estímulo. Adaptada de [51].	45
Figura 3.6 – Espectro de Potência do sinal de EDA para um dado indivíduo durante recolha em baseline (esquerda) e durante o teste (direita), para o CPT e para o TSCP.	46
Figura 3.7 – Valores de FC, em BPM, perante sessão de stress e sessão de controlo. Adaptada de [68].	48
Figura 3.8 - Resultados representados graficamente para os valores de FC, log (LF) e log (HF) ao longo das três fases do protocolo para as três tarefas estudadas. Adaptada de [70].	51
Figura 3.9 – Alterações no parâmetro de amplitude de condutância da pele durante o protocolo. Adaptada de [6]	52
Figura 4.1 - Representação da colocação dos elétrodos.	54
Figura 4.2 - Representação esquemática do Protocolo Experimental.	57
Figura 4.3 - Representação esquemática da determinação do sinal de VFC a partir dos registos de ECG.	58
Figura 4.4 – (a) Identificação dos picos R no sinal de ECG, (b) sinal de VFC obtido, (c) sinal de VFC após aplicação do filtro mediana e (d) sinal de VFC após interpolação.	59
Figura 4.5 - Interface Ledalab, após carregamento do sinal de EDA do voluntário 16 no formato Text File (Type 1) e pré-processamento do sinal de EDA, sendo as linhas verticais vermelhas representantes dos instantes de início de cada um dos 3 estímulos (CPT, STROOP, estímulo sonoro e CÁLCULO).	61
Figura 4.6 - Gráfico resultante da Continuous Decomposition Analysis, apresentando abaixo o botão Otimizar.	65

Figura 5.1 - Frequência Cardíaca, em BPM, para a média dos 28 indivíduos, ao longo das 11 fases do protocolo.....	68
Figura 5.2 - Mapa de calor da FC em BPM para os 28 indivíduos ao longo das 11 fases do protocolo experimental.....	69
Figura 5.3 – Gráficos de Poincaré do indivíduo 27, para (a) todos os pontos da recolha experimental; e para (b) os intervalos de recolha em situação de estímulo, em que os pontos azuis representam o gráfico referente à fase CPT, os pontos verdes a fase STROOP e os pontos rosa a fase CÁLCULO; representativos do padrão cometa.....	70
Figura 5.4 - Gráficos de Poincaré do indivíduo 22, para (a) todos os pontos da recolha experimental; e para (b) os intervalos de recolha em situação de estímulo, em que os pontos azuis representam o gráfico referente à fase CPT, os pontos verdes a fase STROOP e os pontos rosa a fase CÁLCULO; representativos de um padrão com uma forma aproximada à de uma elipse.....	71
Figura 5.5 – Gráficos de Poincaré do indivíduo 8, para (a) todos os pontos da recolha experimental; e para (b) os intervalos de recolha em situação de estímulo, em que os pontos azuis representam o gráfico referente à fase CPT, os pontos verdes a fase STROOP e os pontos rosa a fase CÁLCULO; representativos do padrão torpedo.....	72
Figura 5.6 - Valor médio do índice rMSSD para os 28 indivíduos ao longo das 11 fases do protocolo.....	75
Figura 5.7 - Índice linear rMSSD (ms) de cada um dos 28 indivíduos, ao longo das fases B1, CPT e B2.	76
Figura 5.8 - Valores do índice pNN50(%) ao longo das 11 fases do protocolo.....	77
Figura 5.9 - Valor do índice pNN50(%) ao longo das 3 primeiras fases do protocolo experimental, para os 28 indivíduos estudados.	78
Figura 5.10 - Coeficiente de correlação de Pearson para os índices lineares rMSSD e pNN50(%).	79
Figura 5.11 - Espectro de Potência do sinal de VFC, correspondente ao indivíduo 1.....	80
Figura 5.12 - Espectros de Potência, com os limites das bandas LF e HF adaptadas. (a) EP do indivíduo 4; (b) EP do indivíduo 13; (c) EP do indivíduo 18 ; (d) EP do indivíduo 19 ; (e) EP do indivíduo 23.	81
Figura 5.13 - Exemplo de espectrogramas de alguns sinais de VFC. As linhas horizontais dividem o espectro nas três bandas de potência, VLF, LF e HF e as linhas verticais representam a divisão entre as fases do protocolo: B1, CPT e B2.	83
Figura 5.14 – Exemplo de espectrograma do sinal de VFC nas fases B1, CPT e B2 do indivíduo 26. As barras verticais separam as três fases: B1, CPT e B2. As barras horizontais dizem respeito à separação nas bandas VLF, LF e HF.	84
Figura 5.15 - Exemplo de espectrograma do sinal de VFC para as fases B4, CÁLCULO e B5, correspondente ao indivíduo 4.....	85
Figura 5.16 - Exemplo de espectrogramas de alguns sinais de VFC. As linhas horizontais dividem o espectro nas três bandas de potência, VLF, LF e HF e as linhas verticais	

representam a divisão entre as fases do protocolo: B3+IM1, STROOP, IMG2+IMG2_S+B4.	86
Figura 5.17 - Exemplo de espectrogramas de alguns sinais de VFC.	87
Figura 5.18 – Valor médio da proeminência do pico HF para os 28 indivíduos ao longo das 11 fases do protocolo experimental.	89
Figura 5.19 - Valores normalizados de LF (LFn) para todos os 28 sinais ao longo das 11 fases do protocolo.	90
Figura 5.20 - Valores normalizados de HF (HF _n) para todos os 28 sinais ao longo das 11 fases do protocolo.	91
Figura 5.21 - Valores das bandas de potência (a) LF e (b) HF em unidades normalizadas (LF _n e HF _n) para os 28 indivíduos durante as fases B1, CPT e B2.	92
Figura 5.22 - Valor do rácio LF/HF para os 28 sinais ao longo das 11 fases do protocolo.	93
Figura 5.23 - Valores da razão LF/HF dos 28 indivíduos ao longo das fases B1, CPT e B2 do Protocolo Experimental.	94
Figura 5.24 - Valor médio do índice $\alpha 1$ dos 28 indivíduos ao longo de todas as fases do protocolo experimental.	95
Figura 5.25 - Valor do índice $\alpha 1$ para os 28 indivíduos ao longo das fases B1, CPT e B2 do protocolo experimental.	96
Figura 5.26 - Exemplo de resposta de EDA do indivíduo 16.	97
Figura 5.27 - Exemplo do sinal de EDA do indivíduo 7.	98
Figura 5.28 - Exemplo do sinal de EDA do indivíduo 15.	98
Figura 5.29 - Representação das amplitudes das componentes fásica e tónica dos sinais de EDA ao longo das 11 fases do protocolo. As barras representam a média dos 28 sinais e as barras de erro o respetivo desvio padrão.	99
Figura 5.30 - Mapa de calor representativo da amplitude da componente fásica do sinal de EDA, para cada um dos 25 indivíduos, ao longo das 11 fases do protocolo.	100

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Moléculas sinalizadoras do SNA. Adaptada de [12].	9
Tabela 2 - Medidas das principais componentes da EDA, definições e valores típicos. Adaptado de[5].	36
Tabela 3 – Percentagem de energia para as diferentes bandas de frequência em sinais de VFC e de EDA. Adaptada de [51]	46
Tabela 4 – Índices da função autónoma simpática. Adaptada de [51]	47
Tabela 5 – Resultados obtidos para os valores de FC e para as bandas de potência LF e HF para as 3 instruções distintas, durante o periodo basal, a tarefa e finalmente no periodo de recuperação após realização da tarefa. Adaptada de [70]	49
Tabela 6 - Dados para caraterização média da amostra.	54
Tabela 8 - Média dos Índices do <i>Gráfico de Poincaré</i> , SD1 e SD2 para as 11 fases do protocolo experimental.	73
Tabela 9 - Resultado do teste estatístico t-student <i>paired</i> , indicando quão significativas são as diferenças entre as fases do protocolo especificadas.	74
Tabela 9 - Valores adaptados dos limites das bandas de potência LF e HF para os indivíduos 4, 13, 18, 19 e 23.	81

Siglas

ACh	Acetilcolina
ApEn	<i>Aproximate Entropy</i>
AR	Autorregressivo
AV	Auriculoventricular
BPM	Batimentos por minuto
CDA	<i>Continuous Decomposition Analysis</i>
CPT	Cold Pressor Test
CWT	<i>Continuous Wavelet Transform</i>
DFA	<i>Detrend Fluctuation Analysis</i>
DFT	Transformada Discreta de Fourier
ECG	Eletrocardiograma
EDA	Atividade Eletrodérmica
EDASymp	Componente simpática normalizada do sinal de EDA
EEG	Eletroencefalograma
EP	Espetro de Potência
ERD	Dessincronização Relacionada a Eventos
ERS	Sincronização Relacionada a Eventos
FC	Frequência Cardíaca
FFT	Transformada Rápida de Fourier
FR	Frequência Respiratória
HF	Banda potência de alta frequência
HF _n	Banda de potência de alta frequência em unidades normalizadas
LF	Banda de potência de baixa frequência
LF _n	Banda de potência de baixa frequência em unidades normalizadas
NN50	Número de pares de intervalos NN com mais de 50 ms
PA	Pressão Arterial

pNN20	Porcentagem de número de pares de intervalos NN com mais de 20 ms
pNN50	Porcentagem de número de pares de intervalos NN com mais de 50 ms
PSD	Densidade de Potência Espectral
rMSSD	<i>Root mean square of successive R-R interval difference</i>
SA	Sino-auricular
SC	Condutância da Pele
SCL	Nível de Condutância da Pele
SCR	Resposta de Condutância da Pele
SDANN	<i>Standard deviation of the average normal-to-normal</i>
SDNN	<i>Standard deviation of successive R-R interval difference</i>
SDNNi	<i>Standard deviation of normal RR intervals index</i>
SNA	Sistema Nervoso Autônomo
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Parassimpático
SNS	Sistema Nervoso Simpático
STFT	Transformada de Fourier de Curto Tempo
TCM	Tarefa de Cálculo Mental
TSCP	Teste Stroop de Cores e Palavras
ULF	Banda de potência de frequência ultrabaixa
VFC	Variabilidade da Frequência Cardíaca
VLF	Banda de potência muito baixa frequência

1 Introdução

O Sistema Nervoso Autônomo ([SNA](#)) é responsável pela regulação de órgãos internos e é por meio dele que é feita a manutenção da homeostase. Os mecanismos que mantêm o equilíbrio do organismo bem como a forma de atuação e interação dos dois subsistemas do [SNA](#), o Sistema Nervoso Simpático ([SNS](#)) e o Sistema Nervoso Parassimpático ([SNP](#)), em situações de stress são ainda desconhecidos [1]. Apesar disso, estudos da Variabilidade da Frequência Cardíaca ([VFC](#)) em situações de stress têm vindo a ganhar importância nesta área de estudo.

A Variabilidade da Frequência Cardíaca é uma medida obtida a partir do eletrocardiograma ([ECG](#)), através da localização dos instantes de cada batimento cardíaco[1][2]. Valores baixos de [VFC](#) associam-se a funções do [SNA](#) diminuídas, o que reduz a capacidade de o corpo lidar com o stress. Assim, a [VFC](#) é um método eletrocardiográfico não invasivo que pode ser usado para avaliar o funcionamento do [SNA](#) em diversas situações clínicas e, em particular, durante situações de stress. Em repouso, a atividade do [SNP](#) prevalece sobre a atividade do [SNS](#), de tal forma que as variações na Frequência Cardíaca ([FC](#)) dependem largamente da modulação vagal. Por isso, situações de desregulação do [SNA](#), e em particular do sistema cardiovascular, associam-se a um aumento do tónus simpático e a uma diminuição do tónus parassimpático[3]. Desse modo, a [VFC](#) é também uma ferramenta que permite estudar a interação entre o [SNS](#) e o [SNP](#).

Por outro lado, o estudo da Atividade Eletrodérmica ([EDA](#)), constitui um outro indicador para avaliação do [SNA](#). A [EDA](#) traduz as alterações da condutância da pele, devido à quantidade de suor que é produzido e é sensível a stress de vários tipos[4][5]. Assim, um conhecimento detalhado sobre os mecanismos reguladores da [EDA](#) associados ao stress podem fornecer informação importante associada à desregulação autónoma pois, a quantidade de suor produzida depende do grau de ativação do [SNS](#)[6].

1.1 Motivação

Inúmeras doenças como a diabetes, a hipertensão arterial, a doença pulmonar obstrutiva crónica, e diversas doenças cardiovasculares derivam do mau funcionamento do [SNA](#). Ora, a sua compreensão seria uma mais valia no tratamento das mesmas [2].

A variabilidade da frequência cardíaca ([VFC](#)) é um marcador cientificamente validado para aferir o equilíbrio entre o Sistema Nervoso Simpático e o Sistema Nervoso Parassimpático, permitindo estudar a sua influência em diversas patologias. Por outro lado, a [EDA](#) é considerada uma alternativa promissora para a avaliação não-invasiva do [SNS](#)[4].

Este trabalho pretende dar continuidade ao estudo realizado por Ana Duarte no ano letivo anterior, ampliando o conhecimento acerca do funcionamento do [SNA](#) [7]. Nesse estudo analisou-se a [VFC](#) em indivíduos saudáveis sujeitos a um estímulo frio indutor de stress, o Cold Pressor Test ([CPT](#)), que consistiu na introdução da mão em água gelada durante 3 minutos. Observando os espectrogramas do sinal de [VFC](#), encontraram-se evidências de uma frequência própria em cada indivíduo que desaparecia com a introdução do estímulo[7]. Sugeriu-se então que poderia existir uma espécie de sincronização do [SNA](#) que dessincronizaria durante a aplicação do estímulo frio[7]. Estabelecendo um paralelismo com o sistema nervoso central, onde estão já documentadas diversas situações de dessincronização relacionada com eventos pretende-se entender se o [SNA](#) apresenta um comportamento semelhante e, além disso, se para outros estímulos se obtêm resultados idênticos aos do estudo de Ana Duarte[7].

1.2 Objetivos e Hipótese

Esta dissertação pretende compreender se o [SNA](#) apresenta um comportamento de dessincronia relacionada com eventos, quando sujeito a um estímulo. Pretende-se observar o desaparecimento de um ritmo próprio durante estimulação indutora de stress. Este estudo poderá, por um lado, ajudar na compreensão do funcionamento do [SNA](#) em indivíduos saudáveis e, por outro, estudar as alterações observadas em indivíduos com patologia. Posto isto, os objetivos específicos deste trabalho são:

- Planear um protocolo experimental com períodos de recolha de sinais eletrofisiológicos em estado basal, em estimulação e em recuperação;
- Adquirir sinais de [ECG](#) e de [EDA](#) em indivíduos saudáveis de forma a avaliar reações fisiológicas ao stress, perante três estímulos: [CPT](#), teste Stroop de cores e palavras ([TSCP](#)) e uma tarefa de cálculo mental ([TCM](#));
- Estudar o sinal de variabilidade da frequência cardíaca através de métodos lineares nos domínios do tempo e da frequência, de métodos não-lineares e de uma análise

em tempo-frequência, com particular foco no estudo dos espectrogramas do sinal de [VFC](#), por permitirem estudar o conteúdo de frequência do sinal ao longo do tempo e finalmente,

- Analisar o sinal de Atividade Eletrodérmica e avaliar as respostas de condutância da pele perante os três estímulos.

Para cumprir esses objetivos, recolheram-se sinais de [ECG](#) e de [EDA](#) a 28 indivíduos saudáveis e processaram-se os sinais eletrocardiográficos em Matlab e os sinais de [EDA](#) usando o software Ledalab.

1.3 Estrutura do trabalho

Esta dissertação encontra-se organizada nos seguintes capítulos:

- Capítulo 2: Conceitos teóricos acerca das bases fisiológicas do Sistema Nervoso Autónomo, do Sistema Cardiovascular e da Atividade Eletrodérmica e notas acerca dos estímulos indutores de stress utilizados neste estudo. Serão também referidas as técnicas de processamento dos sinais de [VFC](#) e de [EDA](#).
- Capítulo 3: Estado da arte, no qual se realizou um levantamento acerca de estudos anteriores que relacionem os sinais de [VFC](#) e de [EDA](#) com os três estímulos utilizados.
- Capítulo 4: Materiais e Métodos, no qual se efetua uma caracterização da amostra, uma descrição do protocolo experimental, do pré-processamento e do processamento efetuados.
- Capítulo 5: Apresentação e discussão de resultados, é efetuado um estudo dos sinais de [VFC](#) e de [EDA](#) durante as várias fases do protocolo experimental.
- Capítulo 6: Conclusão e perspetivas futuras.

2 Conceitos Teóricos

Ao longo do segundo capítulo serão descritos os fundamentos teóricos necessários à compreensão da relação entre o Sistema Nervoso Autónomo, a Variabilidade da Frequência Cardíaca e a Atividade Eletrodérmica. Primeiramente serão descritas bases anatómicas e fisiológicas do Sistema Cardiovascular, do Sistema Nervoso Autónomo e de Atividade Eletrodérmica. De seguida serão abordados métodos de análise de sinais de **VFC** e de **EDA**. Por fim, serão descritos os estímulos indutores de stress utilizados na execução deste trabalho e são abordados eventos de sincronia/dessincronia em sinais eletroencefalográficos.

2.1 Sistema Nervoso Autónomo

O Sistema Nervoso pode dividir-se em duas regiões principais: o Sistema Nervoso Central (**SNC**) que é constituído pelo cérebro e pela medula espinhal e o Sistema Nervoso Periférico, constituído por estrutura distintas, os gânglios e os nervos. O tecido nervoso contém dois tipos de células: os neurónios e as células de glia. As primeiras desempenham um papel importante em termos funcionais da capacidade comunicativa do Sistema Nervoso. As segundas desempenham funções estruturais e de suporte. Um conjunto de corpos celulares dos neurónios ou de axónios denominam-se núcleos caso se localizem no Sistema Nervoso Central e gânglios caso a sua localização seja no Sistema Nervoso Periférico[8].

O **SNA** é uma das subdivisões do Sistema Nervoso Periférico. É responsável pelo controlo das emoções, da atividade física e situações de emergência[9]. O **SNA** regula órgãos internos através de um balanço entre os seus dois ramos: o **SNS** e o **SNP** e está associado a respostas involuntárias. O **SNS** está associado à resposta de luta ou fuga, e a atividade do **SNP** é associada

ao repouso e à digestão. A par do sistema endócrino, o **SNA** é fundamental para os mecanismos homeostáticos do corpo através da regulação do sistema cardiovascular, da pressão arterial (**PA**), da respiração e da temperatura corporal. A atividade do **SNA** é determinada pela inervação dupla em cada alvo efector, como por exemplo, no coração, que recebe conexões simpáticas por todo o miocárdio e parassimpáticas pelo nodo sino auricular (**SA**), pelo miocárdio auricular e pelo nodo auriculoventricular (**AV**) [10][11]. O **SNS** faz com que a **FC** aumente, enquanto o **SNP** tem o efeito oposto[12][13], Figura 2.1. Em repouso, tanto o ramo simpático quanto o ramo parassimpático estimulam levemente o coração, sendo que, normalmente, a estimulação vagal é predominante[14].

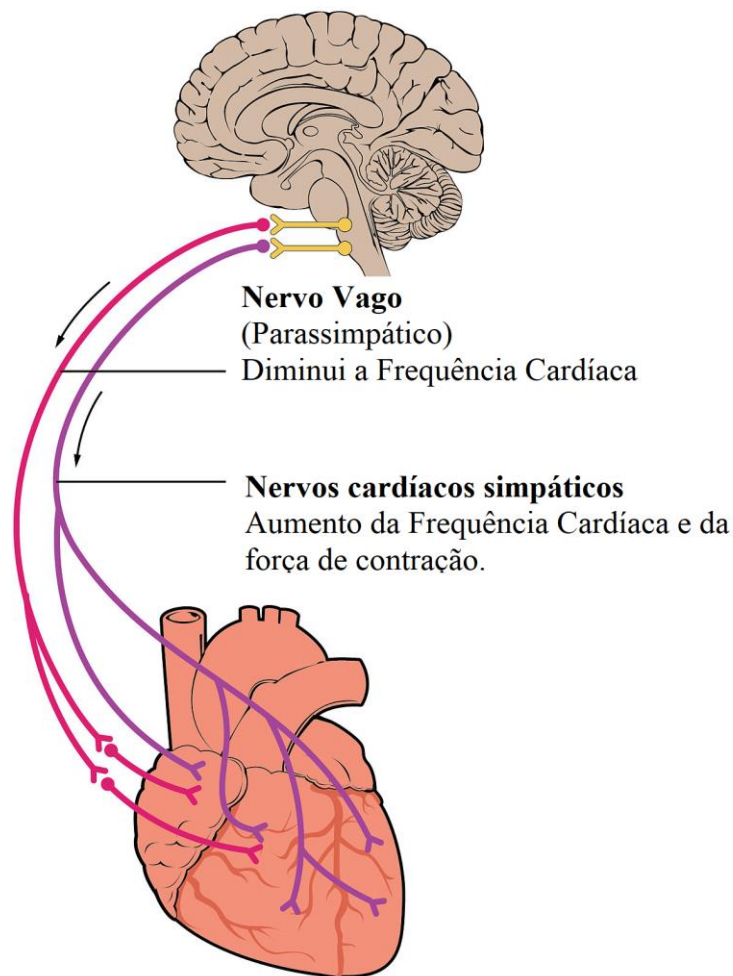


Figura 2.1 - Representação esquemática da inervação nervosa do coração. Adaptada de [12].

De uma forma mais abrangente é possível observar a ação do **SNS** e do **SNP** nos diversos tecidos do corpo na Figura 2.2. O **SNS** ativa o funcionamento dos olhos, da pele, do coração, dos brônquios e vasos e o **SNP** modera o funcionamento desses órgãos [13].

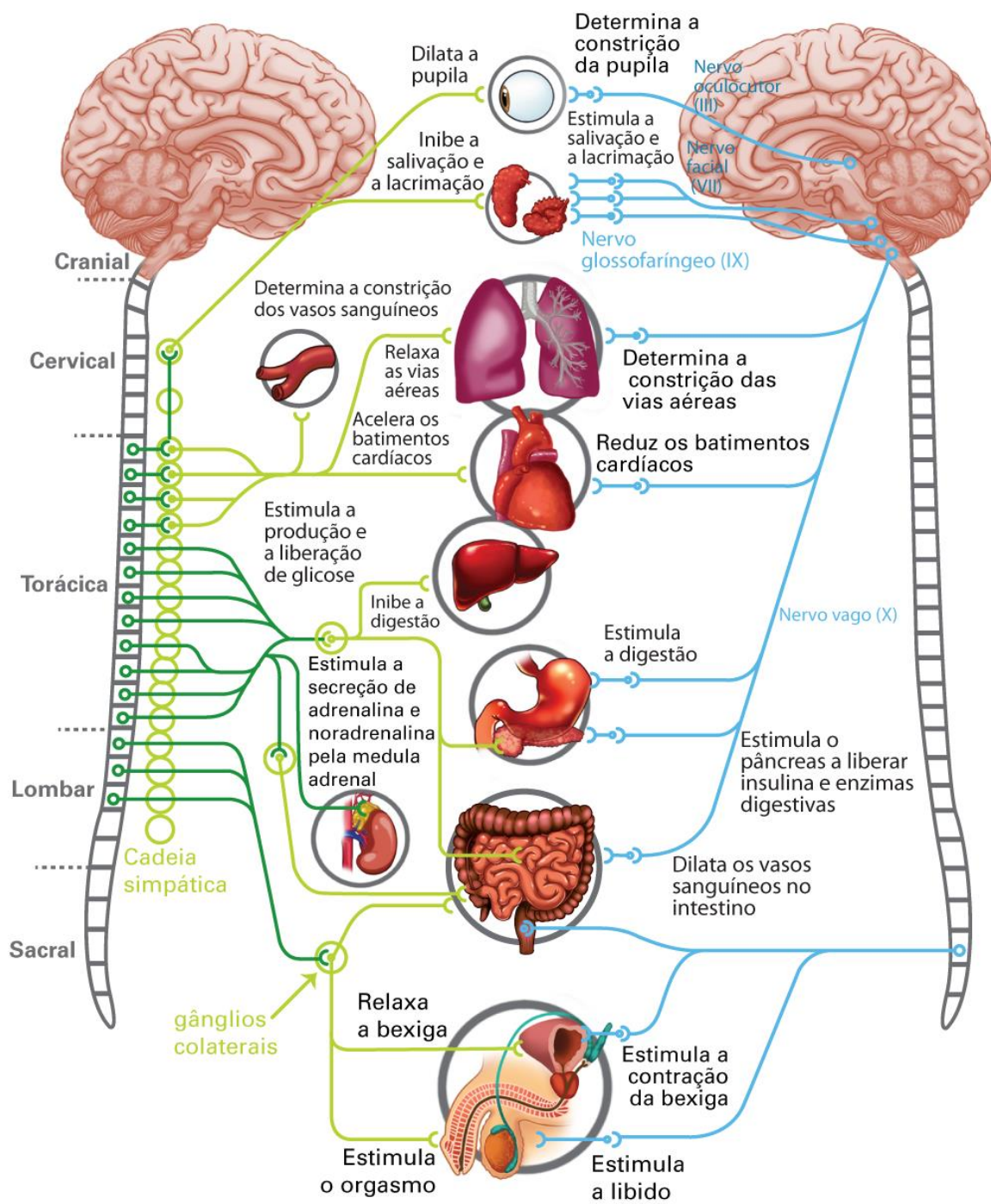


Figura 2.2 – Representação esquemática da ação do SNS (ligações a verde) e do SNP (ligações a azul) nos diversos tecidos do corpo humano [15].

2.1.1 Sistema Nervoso Simpático

O **SNS** é ativado em situações de stress, assegurando a sobrevivência em situações agudas e é responsável pelo aumento da frequência cardíaca (**FC**) e da frequência respiratória (**FR**)[10][16]. O impulso nervoso simpático têm origem nas regiões torácica e lombar da medula espinhal[9]. Um axónio de um neurónio central projeta-se por meio da raiz do nervo espinhal ventral e do nervo espinhal para um gânglio simpático, onde ocorre uma sinapse no neurónio ganglionar. Essas fibras pré-ganglionares libertam acetilcolina (**ACh**), que excita o neurónio ganglionar através do recetor nicotínico. O axónio do neurónio ganglionar - a fibra pós-ganglionar - projeta-se para um alvo-efetor, onde liberta noradrenalina para se ligar a um recetor adrenérgico, causando uma mudança na fisiologia desse órgão, de acordo com a resposta simpática ampla e divergente. As conexões pós-ganglionares às glândulas sudoríparas da pele e dos vasos sanguíneos do músculo esquelético são, no entanto, exceções; essas fibras libertam **ACh** nos recetores muscarínicos. O sistema simpático possui uma conexão pré-ganglionar especializada com a medula adrenal que causa libertação de epinefrina e noradrenalina na corrente sanguínea, em vez de estimular um neurónio que contacta um órgão diretamente. Esse componente hormonal significa que o sinal químico simpático pode espalhar-se pelo corpo todo muito rapidamente e afetar muitos sistemas orgânicos ao mesmo tempo[12].

2.1.2 Sistema Nervoso Parassimpático

O **SNP**, comumente chamado de sistema de repouso, compensa efeitos do **SNS**. É responsável pelo controlo da digestão, da micção, da defecação e da constrição da pupila. A ativação do Sistema Nervoso Parassimpático, ou tónus vagal, influencia a respiração e as pressões de enchimento das cavidades cardíacas, fenómeno conhecido por Arritmia Sinusal Respiratória. Daí resulta um certo grau de irregularidade na **FC**, sendo que quanto maior for o tónus vagal, maior será a **VFC**. Por outro lado, a variabilidade entre cada batimento cardíaco será reduzida caso o efeito do **SNS** se sobreponha[16]. Atua, portanto, antagonicamente ao **SNS**, diminuindo a **FC**, a **PA** e a **FR** [7].

O sistema nervoso parassimpático contém fibras com origem na região torácica da medula espinhal, anexas a nervos cranianos, e na zona lombar da medula espinhal, tendo por base o tronco cerebral e a medula espinhal sacral[9]. Neurónios de núcleos específicos no tronco cerebral ou do corno lateral da medula espinhal sacral (neurónios pré-ganglionares) projetam-se em gânglios terminais localizados próximo ou dentro da parede dos alvos-efetores. Essas fibras pré-ganglionares também libertam **ACh** nos recetores nicotínicos para excitar os neurónios ganglionares. As fibras pós-ganglionares entram em contato com os tecidos-alvo dentro do órgão para libertar **ACh**, que se liga aos recetores muscarínicos para induzir respostas de repouso e digestão.

2.1.3 Sinalização química do SNA

O correto funcionamento do **SNA** está dependente de mediadores químicos, os neurotransmissores que são libertados por fibras nervosas. Quando ocorre uma sinapse no local de ligação entre um neurónio autónomo e um alvo, o sinal elétrico do potencial de ação promove a libertação de uma molécula de sinalização, que se ligará às proteínas recetoras na célula-alvo. As sinapses do **SNA** são classificadas como colinérgicas, o que significa que a **ACh** é liberada ou adrenérgica, o que significa que a noradrenalina é liberada. Os termos colinérgico e adrenérgico referem-se não apenas à molécula de sinalização libertada, mas também à classe de recetores a que cada uma se liga [13].

O sistema colinérgico inclui duas classes de recetores: o recetor nicotínico e o recetor muscarínico. Ambos se ligam à **ACh** e provocam alterações na célula alvo. O sistema adrenérgico também possui dois tipos de recetores, denominados recetor alfa (α) - adrenérgico e recetor beta (β) - adrenérgico. Todas as fibras pré-ganglionares, tanto simpáticas quanto parassimpáticas, libertam **ACh**. Todos os neurónios ganglionares - os alvos dessas fibras pré-ganglionares - possuem recetores nicotínicos nas suas membranas celulares, proporcionando a despolarização da membrana pós-sináptica. As fibras parassimpáticas pós-ganglionares também liberam **ACh**, mas os recetores nos seus alvos são recetores muscarínicos, que são recetores acoplados à proteína G e não causam exclusivamente despolarização da membrana pós-sináptica. As fibras simpáticas pós-ganglionares libertam noradrenalina, exceto as que se projetam para as glândulas sudoríparas e para os vasos sanguíneos associados aos músculos esqueléticos, que libertam **ACh**, Tabela 1 [12].

Tabela 1 – Moléculas sinalizadoras do **SNA**. Adaptada de [12].

	Simpático	Parassimpático
Pré-ganglionar	Acetilcolina → recetor nicotínico	Acetilcolina → recetor nicotínico
Pós-ganglionar	Norepinefrina → α - ou β - recetores adrenérgicos Acetilcolina → recetor muscarínico (associado a glândulas sudoríparas) e vasos sanguíneos associados apenas aos músculos esqueléticos.	Acetilcolina → recetor muscarínico

As moléculas de sinalização podem pertencer a dois grandes grupos: os neurotransmissores e as hormonas. Os neurotransmissores são libertados nas sinapses, enquanto as hormonas são libertadas na corrente sanguínea. A **ACh** pode ser considerada um neurotransmissor porque é libertada pelos axónios nas sinapses. O sistema adrenérgico, no entanto, apresenta um desafio. As fibras simpáticas pós-ganglionares libertam noradrenalina, que pode ser considerada um

neurotransmissor. Mas a medula adrenal liberta epinefrina e noradrenalina em circulação, portanto devem ser consideradas hormonas. Assim, a definição de sinapse aqui descrita pode não ter o sentido mais exato, Figura 2.3,[12]. Em vez de possuírem bulbos terminais sinápticos no final de uma fibra axonal, podem apresentar inchaços - chamados varicosidades - ao longo do comprimento de uma fibra, de modo a que ela crie uma rede de conexões dentro do tecido alvo.

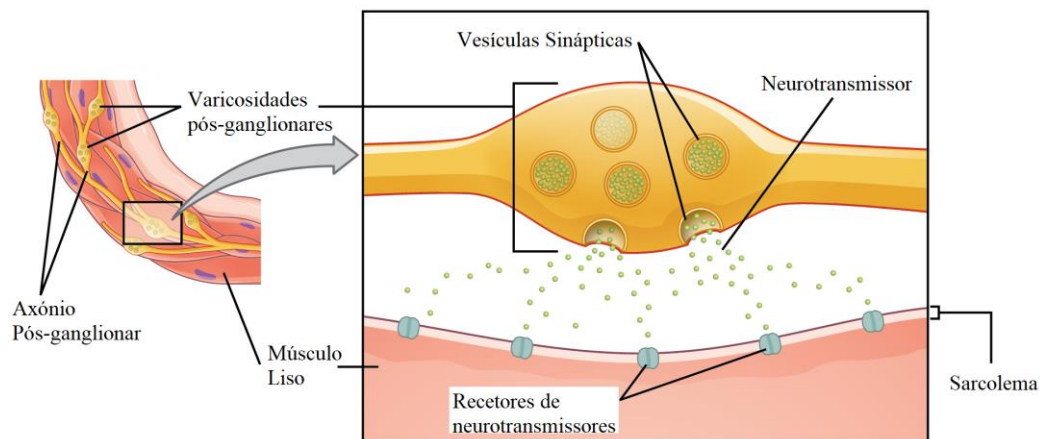


Figura 2.3 - A conexão entre fibras autônomas e alvos-efetores não é a mesma que a da sinapse típica, como a junção neuromuscular. Em vez de um bulbo final sináptico, é libertado um neurotransmissor a partir de inchaços ao longo do comprimento de uma fibra que faz uma extensa rede de conexões no alvo-efetor. Adaptada de [12].

2.2 Sistema Cardiovascular

O sistema cardiovascular é um sistema fisiológico constituído pelo coração e vasos, que funcionam respetivamente como bomba e sistema de distribuição, com múltiplos subsistemas regulatórios que asseguram o suprimento de oxigénio a todos os tecidos do corpo [5]. O coração envia o sangue para os pulmões, onde é oxigenado e posteriormente envia-o para o resto do corpo.

2.2.1 Eletrofisiologia Cardíaca

O músculo cardíaco apresenta características semelhantes às dos músculos esqueléticos e lisos, no entanto, possui algumas propriedades únicas. Uma dessas propriedades é a capacidade de iniciar um potencial elétrico que se espalha rapidamente célula a célula de forma a acionar o mecanismo contrátil do coração [5]. Apesar dessa auto-excitabilidade, a frequência cardíaca é modulada pelos sistemas endócrino e nervoso[14].

Existem dois tipos principais de células musculares cardíacas: células contráteis do miocárdio e células condutoras do miocárdio. As primeiras conduzem impulsos e são responsáveis

pelas contrações que bombeiam o sangue pelo corpo, iniciando e propagando o impulso elétrico, ao passo que as segundas formam o sistema de condução do coração, *ibidem*.

Um coração adulto e totalmente desenvolvido é capaz de gerar o seu próprio impulso elétrico. Os componentes do sistema de condução cardíaca incluem o nodo sino-auricular (**SA**), o nodo auriculoventricular (**AV**), o feixe auriculoventricular, os ramos do feixe auriculoventricular e as células de Purkinje e encontram-se representados esquematicamente na Figura 2.4, [14].

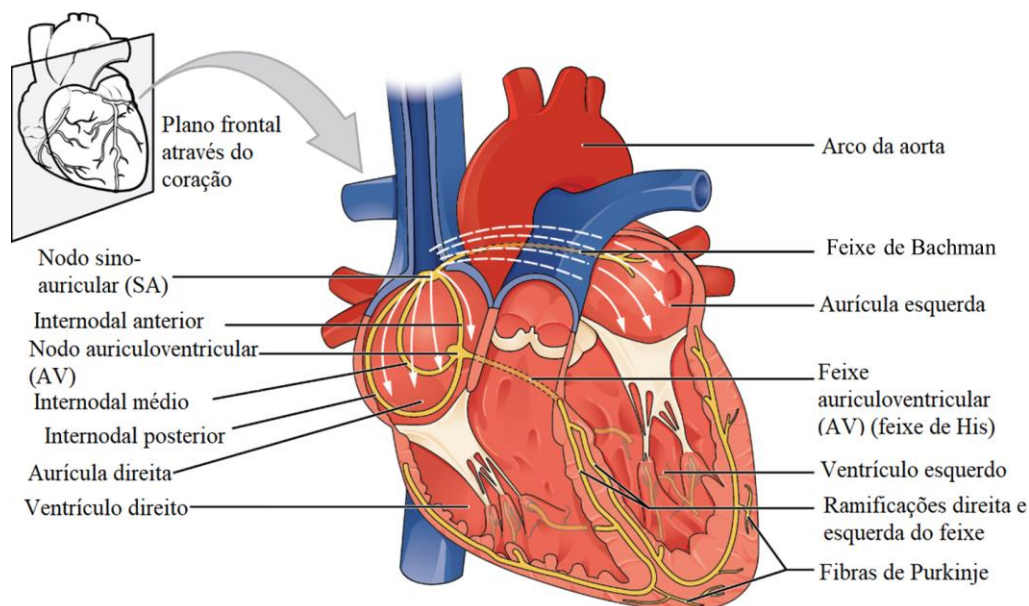


Figura 2.4 – Representação esquemática da vista anterior da seção frontal do sistema de condução do coração, no qual estão representados os componentes especializados do coração, incluindo o nodo sinoauricular, as vias internodais, o nodo auriculoventricular, o feixe auriculoventricular, as ramificações direita e esquerda do feixe e as fibras de Purkinje. Adaptada de [14]

O nodo **SA** estabelece o ritmo cardíaco normal, por ser o que tem a maior taxa de despolarização. Por isso, é conhecido por marca-passo do coração, iniciando o ritmo sinusal seguido pela contração do coração. O impulso espalha-se, depois, através das aurículas pelas vias internodais especializadas, até às células contráteis do miocárdio auricular e ao nodo **AV**. O impulso demora cerca de 50 milissegundos a propagar-se entre o nodo **SA** e o nodo **AV**. Existe também o feixe de Bachman que conduz o impulso diretamente da aurícula direita para a aurícula esquerda[14].

A onda de despolarização que desencadeia a contração muscular inicia-se na aurícula direita, espalhando-se pelas porções superiores das aurículas e de seguida pelas células contráteis. Inicia-se, portanto, a contração das partes superior e inferior das aurículas, por meio das células contráteis, bombeando eficientemente o sangue para os ventrículos. No entanto, antes disso, o nodo **AV** que se localiza dentro do septo auriculoventricular impede que o impulso elétrico se espalhe diretamente para os ventrículos, levando cerca de 100 milissegundos, permitindo o correto enchimento dos ventrículos logo após a contração completa das aurículas[3].

O feixe auriculoventricular transmite o impulso elétrico conectando-se com as fibras de Purkinje no ápice do coração. As fibras de Purkinje são fibras condutoras adicionais que levam o impulso até às células contráteis dos ventrículos. Daí, resulta o bombeamento do sangue dos ventrículos para a aorta e tronco pulmonar [17].

2.2.2 Potenciais de membrana nas células cardíacas contráteis

Existem algumas diferenças entre os potenciais de ação das células condutoras cardíacas e das células contráteis cardíacas. Os íons sódio (Na^+) e potássio (K^+) desempenham papéis fundamentais neste processo, tal como o íon cálcio (Ca^{2+}) que é importante para os dois tipos de células. As propriedades autoexcitáveis do músculo cardíaco explicam-se pelo fenómeno que se descreve de seguida.

As células condutoras têm uma série de canais de íons sódio, que permitem que o potencial da membrana suba lentamente de -60 mV até cerca de -40 mV. Esse movimento dos íons Na^+ gera uma despolarização espontânea, abrem-se então canais de íons cálcio e o Ca^{2+} entra na célula, despolarizando-a a uma taxa rápida até se atingir um valor de cerca de 5 mV. Nesse momento, os canais de íons cálcio fecham e, por sua vez, abrem-se canais de íons potássio, permitindo a saída de K^+ , que conduzirá à repolarização da célula. Quando o potencial da membrana atinge valores próximos de -60 mV, fecham-se os canais de K^+ e abrem canais de Na^+ , instante em que a célula está pronta para uma nova despolarização[14].

Por outro lado, as células contráteis apresentam uma fase de repouso mais estável do que as células condutoras, com potenciais de cerca de -80 mV para células nas aurículas e de -90 mV nos ventrículos. O padrão elétrico que envolve as células contráteis contém uma despolarização rápida, seguida por uma fase de *plateau* e depois repolarização, como se pode verificar na representação da Figura 2.5. Esse fenómeno explica os longos períodos refratários necessários para que as células do músculo cardíaco bombeiem o sangue efetivamente antes de um novo bombeamento. Apesar dessa diferença, em ambos os casos, quando estimulados por um potencial de ação, os canais sensíveis à tensão abrem rapidamente, iniciando o mecanismo de despolarização. O influxo de íons positivos irá aumentar o potencial da membrana para cerca de 30 mV, momento em que os canais de sódio fecham. A fase de *plateau* deve-se em grande parte à abertura de canais lentos de Ca^{2+} , permitindo a entrada do Ca^{2+} na célula enquanto poucos canais de K^+ estão abertos, saindo o K^+ da célula. Quando o potencial da membrana atinge aproximadamente 0 mV, os canais de Ca^{2+} fecham-se e abrem os de K^+ , permitindo a saída do íon potássio da célula. A repolarização dura cerca de 75 milissegundos, ponto em que o potencial da membrana desce até aos níveis de repouso e o ciclo se repete[14].

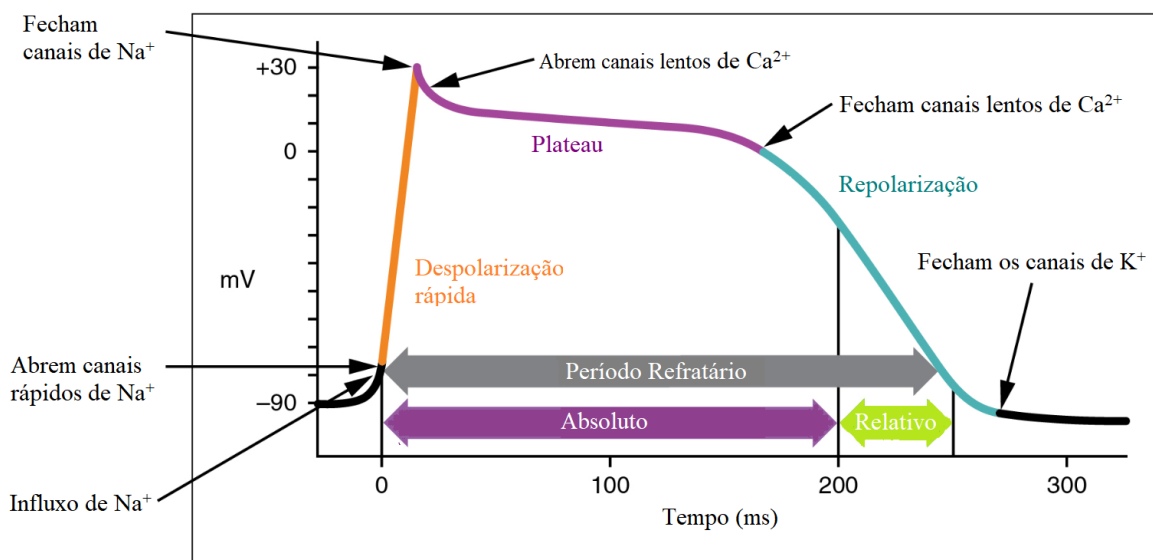


Figura 2.5 - Representação do potencial de ação de células contráteis cardíacas. O período refratário permite que a célula contraia completamente antes da ocorrência de outro evento elétrico. Adaptada de[14].

2.2.3 Eletrocardiograma

O Eletrocardiograma (**ECG**) é o registo de todos os potenciais de ação transmitidos através do coração durante o ciclo cardíaco. Por ser não invasivo, indolor, reproduzível, de fácil registo e de baixo custo é um método de diagnóstico frequentemente utilizado [18]. O sinal eletrocardiográfico é recolhido através de eléctrodos localizados à superfície da pele [19]. O **ECG** é constituído por 12 derivações de registo, 6 do plano eléctrico frontal (derivações periféricas bipolares DI, DII, DIII e derivações unipolares aVR, aVL e aVF), Figura 2.6 a), e 6 do plano eléctrico horizontal (derivações precordiais unipolares V1 a V6)[18], Figura 2.6 b).

O traçado típico do registo de **ECG** através do braço direito e da perna esquerda, correspondente à 2.^a derivação tem uma forma característica representada na Figura 2.7. A onda P resulta da despolarização auricular com origem no nodo **SA**[17]. Segue-se uma linha isoelectrica que representa o tempo que o impulso eléctrico demora a chegar do nodo **SA** ao nodo **AV** e ao feixe de *His*, chamada intervalo PR. O complexo QRS traduz a despolarização ventricular. O tempo em que os dois ventrículos se encontram completamente despolarizados corresponde ao segmento ST, que liga o complexo QRS à onda T, diz respeito à repolarização ventricular[19]. Por vezes, é notória uma última onda de despolarização, a onda U, que precede a linha isoelectrica correspondente à diástole que será interrompida por um novo ciclo cardíaco[18]. Não existe um consenso quanto à origem anatomofisiológica desta onda U, no entanto existem algumas teorias que referem que esta se trata de um atraso na repolarização de algumas fibras de *Purkinje*, outras indicam que poderá tratar-se de uma repolarização miocárdica prolongada das células do meso-miocárdio e por fim, também se sugere que poderá ter origem em potenciais tardios resultantes de forças mecânicas da parede ventricular[20].

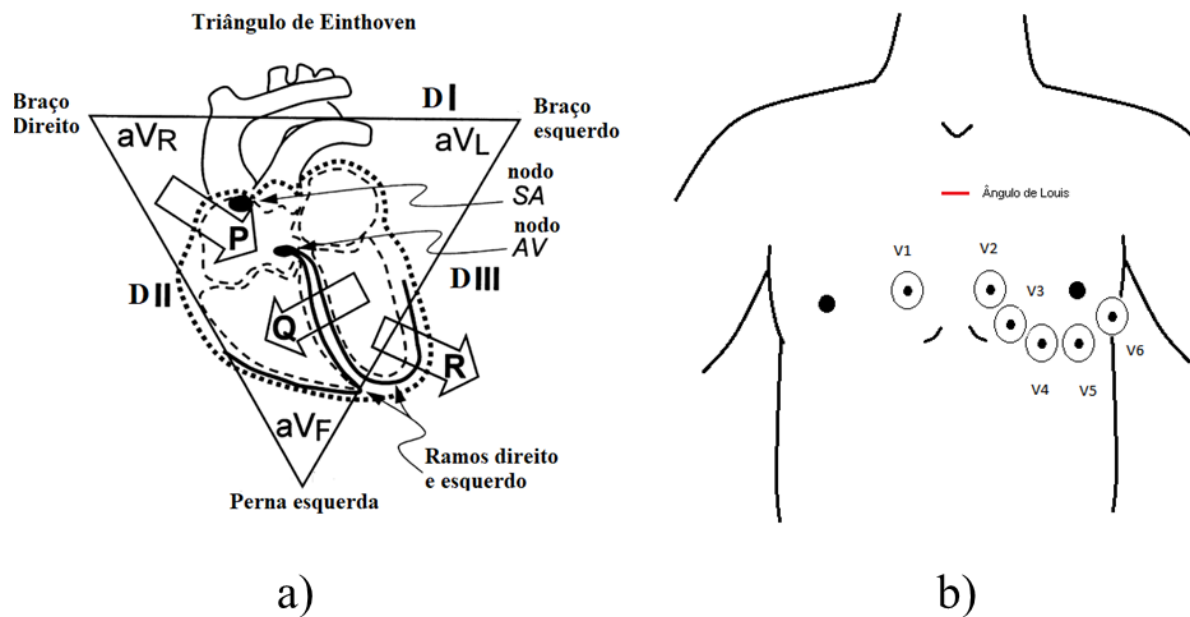


Figura 2.6 - Representação esquemática das 12 Derivações do ECG. a) Triângulo de Einthoven e representação das derivações do plano elétrico frontal; b) Representação das derivações do plano elétrico horizontal [21].

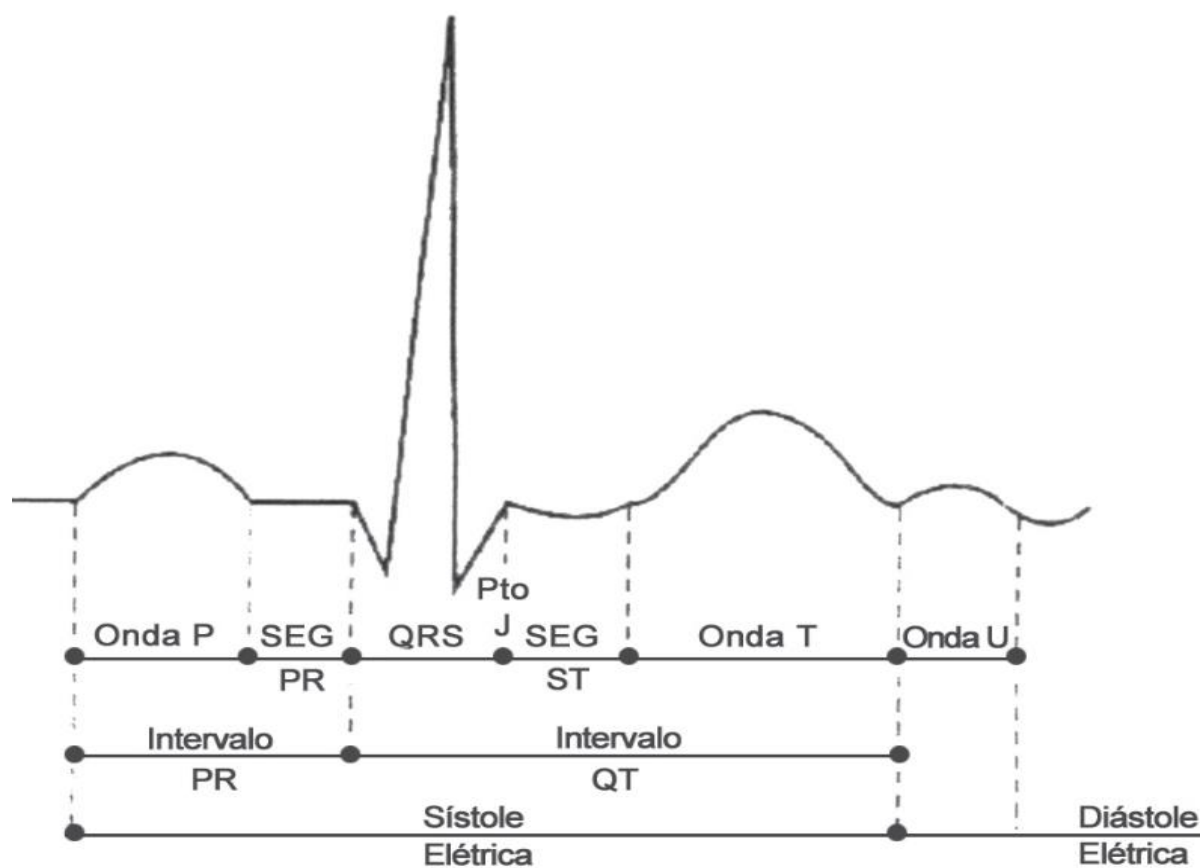


Figura 2.7 - Registro típico de um traçado eletrocardiográfico obtido através da derivação DII [18].

2.2.4 Variabilidade da frequência cardíaca

A variabilidade da frequência cardíaca (**VFC**) é um marcador cientificamente validado para aferir o equilíbrio entre o Sistema Nervoso Simpático e o Sistema Nervoso Parassimpático, permitindo estudar a sua influência em diversas patologias. A frequência cardíaca corresponde ao número de batimentos cardíacos por minuto e apresenta valores normais entre 60 e 100 **BPM**[1]. A Variabilidade da Frequência Cardíaca é uma medida obtida a partir do **ECG**, através da localização dos instantes de cada batimento cardíaco[1][2]. Essa localização é feita através da identificação das ondas R nos registos de **ECG**, por se tratarem das ondas localizadas com maior precisão. A série de intervalos temporais entre batimentos cardíacos, os intervalos RR, é resultado desse processo, Figura 2.8.

Os registos de **ECG** podem ser de curta ou de longa duração. Os primeiros dizem respeito a sinais de pelo menos 5 minutos, que, por não serem suficientemente longos, não garantem a estacionariedade, os segundos são registos de 24 horas, normalmente recolhidos usando como dispositivo um *Holter* [22]. A Sociedade Europeia de Cardiologia sugere uma recolha de pelo menos 5 min de sinal de **ECG** para medir a **VFC** e indica que períodos de tempo inferiores podem resultar em valores duvidosos da mesma[23][24].

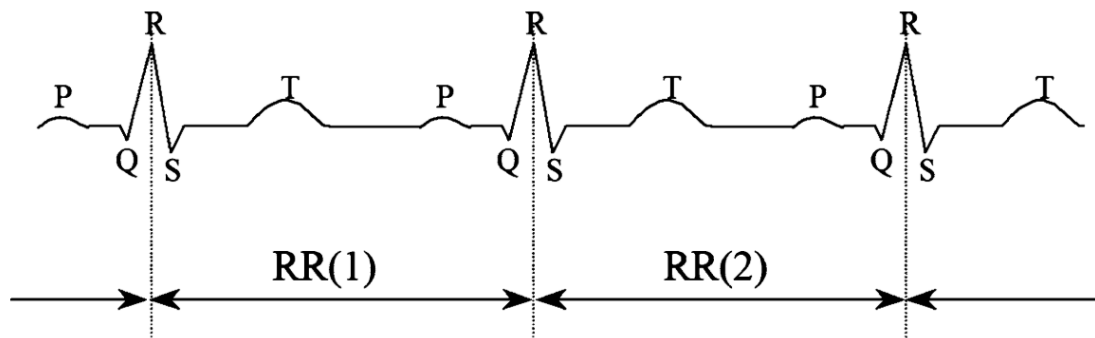


Figura 2.8 - Intervalos RR obtidos a partir dos intervalos entre ondas R sucessivas. Obtida de [22].

Alterações na **VFC** são normais, indicando uma boa capacidade cardíaca para fazer frente a múltiplos estímulos fisiológicos e ambientais. Indivíduos que sejam saudáveis tendem a apresentar uma elevada variabilidade nos registos de intervalos RR, devido à ação de diversos mecanismos de controlo que governam a **VFC**. Uma baixa **VFC** é um alerta para uma adaptação anormal e insuficiente do **SNA**, prevendo um mau funcionamento fisiológico [10].

O objetivo principal da análise da **VFC** é ter acesso à função do **SNA**. O **SNA** controla a taxa de impulsos do nodo **SA**, conhecida como ritmo sinusal [10][25][26]. Na Figura 2.9 encontram-se representados os efeitos das estimulações simpática e parassimpática no ritmo sinusal normal[14]. De facto, a estimulação simpática causa a libertação do neurotransmissor noradrenalina na junção neuromuscular dos nervos cardíacos que irá encurtar o período de repolarização e acelerar a taxa de despolarização e contração, o que resulta no aumento da **FC**[14]. Por outro lado,

a estimulação parassimpática liberta o neurotransmissor **ACh** na junção neuromuscular, diminuindo a **FC**. Estima-se que sem qualquer estimulação nervosa, o nodo **SA** estabelecerá um ritmo sinusal de aproximadamente 100 BPM, o que torna evidente que a estimulação parassimpática diminui a **FC**, pois esse ritmo, em repouso é menor, e sabe-se que a atividade vagal predomina em repouso, *ibidem*. Se porventura o coração for controlado por um marca-passo ectópico, a informação contida nos intervalos RR não nos diz nada acerca do funcionamento do **SNA**.

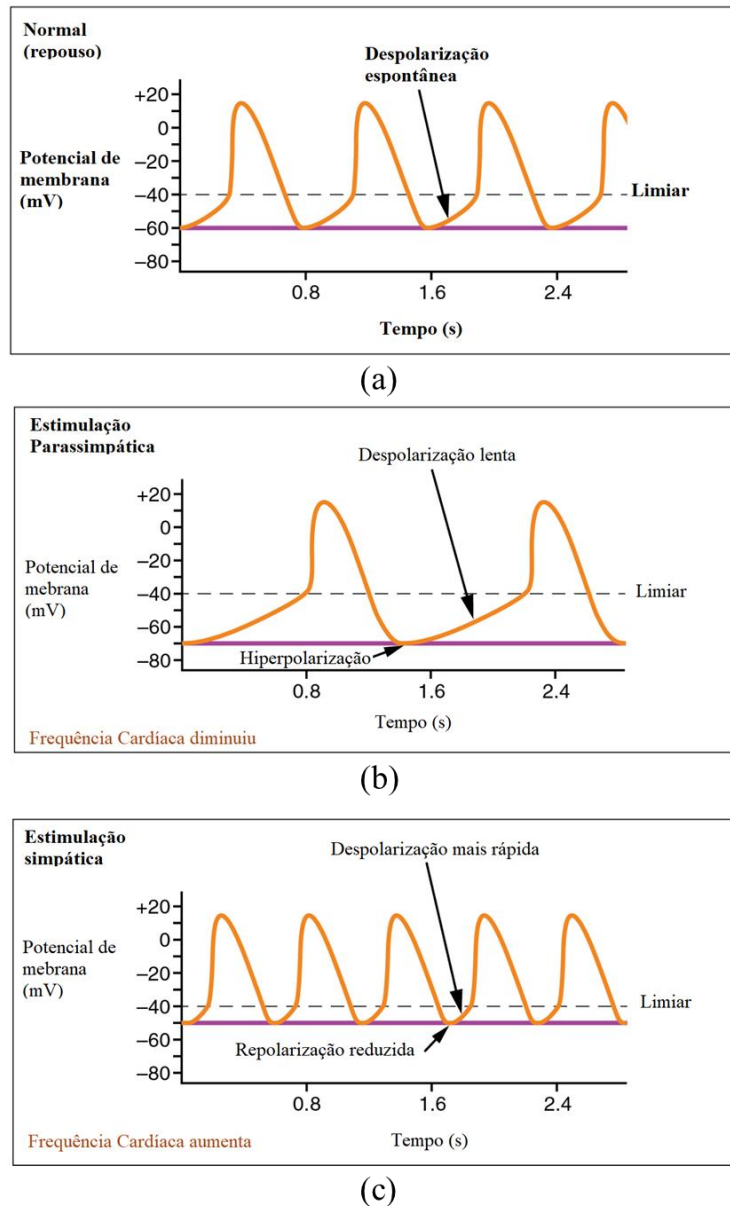


Figura 2.9 - A onda de despolarização em ritmo sinusal normal mostra uma **FC** em repouso estável(a). Após estimulação parassimpática, a **FC** diminui (b). Após estimulação simpática, a **FC** aumenta (c). Adaptada de [14].

As interações entre as duas divisões do **SNA** com a **FC** refletem o efeito de duas ações opostas do sistema. Em repouso, o sistema vagal é dominante. No entanto, aumentando os níveis de atividade, aumenta a atividade simpática e diminui a atividade vagal.

A **VFC** depende da idade e do género do indivíduo: diminui com a idade e, além disso, existe maior variabilidade em indivíduos do sexo feminino do que no masculino[27]. Por exemplo, demonstrou-se que as mulheres, em comparação com os homens, possuem um risco menor de sofrerem doenças coronárias[28]. No caso dos fumadores, estes apresentam uma **VFC** diminuída, apresentando uma atividade simpática aumentada e uma atividade vagal diminuída[29].

2.3 Atividade Eletrodérmica

A Atividade Eletrodérmica resulta da interação entre o **SNS** e mecanismos locais na pele, sendo que, na presença de estímulos externos, a pele torna-se momentaneamente melhor condutora de eletricidade [30]. O registo da **EDA** constitui uma medida das alterações da condutância na superfície da pele devido à produção de suor e é sensível a vários tipos de stress[4]. Corresponde a um índice não invasivo do **SNS**[6], cuja variação é produto da inervação das glândulas sudoríparas, provocando alterações nos níveis de suor nos canais[4]. Por isso, um conhecimento detalhado sobre mecanismos reguladores da **EDA** associados ao stress podem fornecer informação importante associada à desregulação autónoma[6], uma vez que a quantidade de suor produzido dependerá do grau de ativação do **SNS**[5].

2.3.1 Bases anátomo-fisiológicas da atividade eletrodérmica

A atividade das glândulas sudoríparas é importante no processo de termorregulação homeostática[30]. No corpo humano podem distinguir-se dois tipos de glândulas sudoríparas, as glândulas apócrinas e as glândulas écrinas, Figura 2.10. A maioria das glândulas sudoríparas écrinas tem função termorreguladora [5]. As glândulas sudoríparas são constituídas por um corpo compacto em espiral e por um tubo longo correspondentes à porção secretora e à porção excretora da glândula, respetivamente.

As longas porções tubulares que se estendem desde as glândulas sudoríparas até à superfície da pele podem ser aproximadas a um conjunto de resistências variáveis em paralelo e possuem uma inervação colinérgica predominantemente simpática. A quantidade de suor e o número de glândulas sudoríparas envolvidas dependerá do grau de ativação do **SNS**. Quanto maior a quantidade de suor, menor será a resistência da pele. As alterações na quantidade de suor, produzem mudanças detetadas no sinal de **EDA**[5].

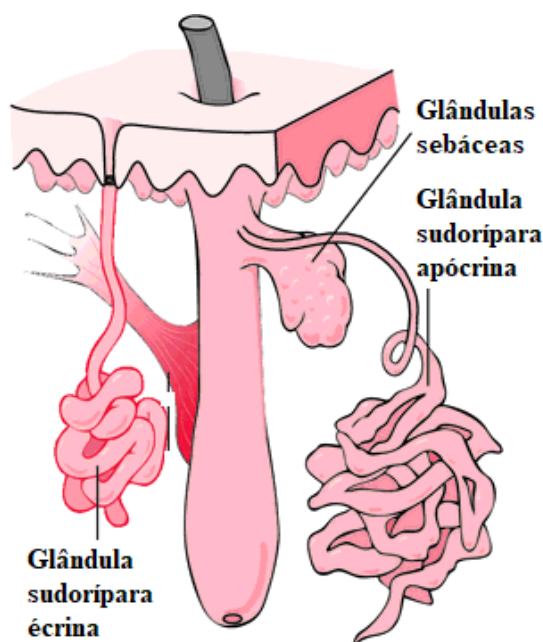


Figura 2.10 - Representação esquemática das glândulas sudoríparas. Adaptada de [31].

2.3.2 Aquisição de sinal de Atividade Eletrodérmica

Durante a medição de **EDA**, uma corrente elétrica passa através de dois elétrodos colocados à superfície da pele (registro bipolar) [5], e procede-se à medição da resistência ou condutância da pele tendo por base a Lei de Ohm, em que a resistência da pele (R) é igual à tensão (V) aplicada entre os dois elétrodos a dividir pela corrente (I) que passa na pele.

A condutância da pele corresponde ao valor recíproco da sua resistência e expressa-se em unidades de micro-Siemens (μS). Assim, para valores de corrente constantes, mede-se a voltagem entre os elétrodos, que varia diretamente com a resistência da pele. Por outro lado, caso se mantenha constante o valor da tensão, mede-se o fluxo de corrente que varia diretamente com a condutância da pele.

Os valores de condutância da pele são condicionados pela área de contacto dos elétrodos e não pelo seu tamanho. É comum a utilização de um gel condutor entre os elétrodos e a pele com características que preservem as propriedades elétricas do sistema de resposta de interesse, embora existam elétrodos específicos de **EDA** que não necessitam deste [6]. Existem várias colocações possíveis para os elétrodos, normalmente nas palmas das mãos, falanges ou pés, por serem locais com alta densidade de glândulas sudoríparas. Valores medidos em diferentes localizações não são comparáveis [6].

Outra questão relevante para o registro de **EDA** diz respeito à mão utilizada para o efeito. Muitas vezes é usada a mão não dominante de forma a deixar a mão dominante livre para a realização de outras tarefas manuais. Os valores resultantes de estudos com a mão direita ou com a mão esquerda revelaram algumas diferenças [5].

É essencial garantir que as propriedades elétricas do sistema de resposta são preservadas. Deve, portanto, evitar-se a limpeza das mãos com qualquer produto que reduza as propriedades condutoras naturais da pele e controlar fatores ambientais como a temperatura e o período do dia em que é efetuado o registo. O nível de condutância da pele tem tendência a aumentar com o aumento da temperatura ambiente. Boucsein recomenda uma temperatura ambiente de 23 °C [5][30].

O registo da resposta de resistência da pele, ou o seu recíproco, a condutância, implica a passagem de uma corrente elétrica através da pele, e é por isso denominado método exo-somático. Por outro lado, medir a resposta de potencial da pele não envolve uma corrente externa, sendo por isso denominado método endo-somático. O método exo-somático de registo do nível de condutância da pele (SCL) e da resposta de condutância da pele (SCR) é o mais utilizado por investigadores contemporâneos [5]. Os sistemas de registo fisiológico de EDA atualmente no mercado incluem, na sua maioria, mecanismos de voltagem constante de modo a registar diretamente a condutância da pele.

2.3.3 Sinal de Atividade Eletrodérmica

Os sinais de EDA são tipicamente separados em três componentes: nível de condutância da pele (SCL), resposta de condutância da pele (SCR) e artefactos.

Nível de condutância da pele

O nível de condutância da pele (SCL) ou resposta tónica reflete tendências gerais do nível de ativação e caracteriza alterações lentas de EDA. Durante a análise de EDA é comum remover-se o nível tónico por não ser clara a forma como os eventos psicológicos se relacionam com as mudanças tónicas. Além disso, os sinais de *baseline* da EDA não costumam ser consistentes entre indivíduos devido a fatores de hidratação, à densidade das glândulas sudoríparas e ao estado psicológico[32].

Resposta de condutância da pele

As respostas de condutância da pele (SCR) caracterizam a atividade de eventos transitórios físicos rápidos, sobrepostos à resposta tónica, possivelmente ligados a eventos psicológicos. As SCRs têm normalmente uma forma previsível caracterizada pelo tempo de subida, amplitude e meio tempo de recuperação, Figura 2.11.

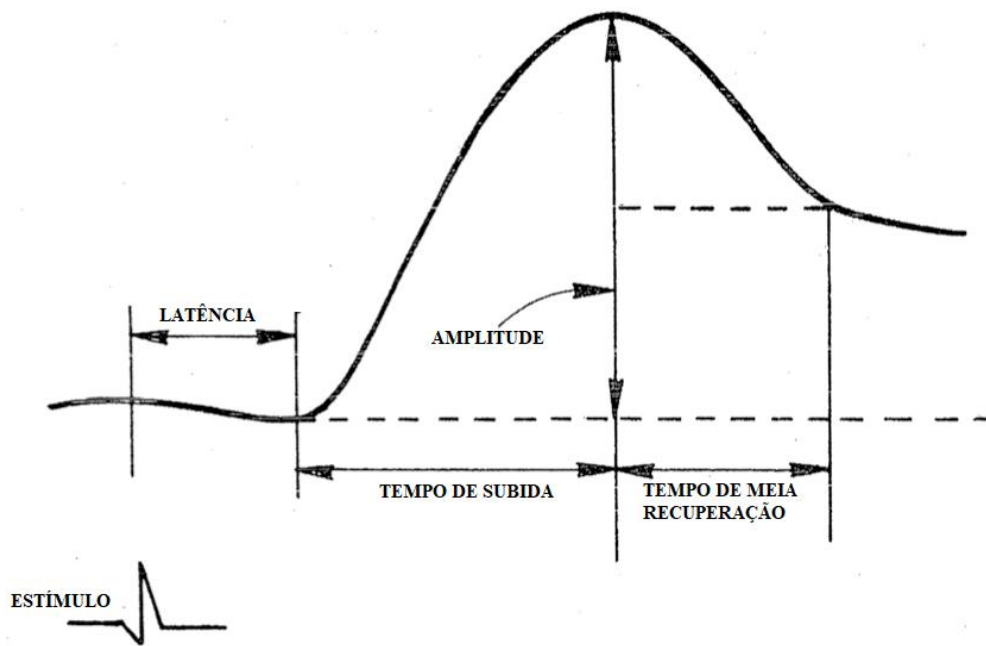


Figura 2.11 - Representação gráfica dos principais componentes da EDA. Adaptado de [5].

Por vezes podem surgir situações mais complicadas, as **SCRs** compostas, em que uma segunda **SCR** surge antes que a **SCR** anterior tenha recuperado completamente, o que indica a ocorrência de dois estímulos separados ou eventos psicologicamente diferentes [33]. Pelo facto das **SCRs** compostos poderem ter origem em diferentes estímulos, é importante analisar de forma precisa cada **SCR**.

Artefactos

Finalmente, os artefactos constituem uma característica comum em dados de EDA, resultantes de alterações de contacto, de movimento do utilizador, de mudanças na temperatura ambiente ou de interferência do utilizador. A principal dificuldade na remoção de artefactos reside no facto destes apresentarem formas e fases muitas vezes semelhantes aos **SCRs** [32].

Na grande parte dos estudos que envolvem dados de EDA os artefactos são removidos por aplicação quer de suavização exponencial quer por filtros passa-baixo. No entanto esses métodos não são tão eficazes na remoção de artefactos com maior intensidade ou de maior duração, sendo necessária a utilização de outros métodos que passam pela remoção manual dos mesmos [34].

2.4 Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca

A análise da **VFC** pode dividir-se em três grandes categorias: análise no domínio do tempo, análise no domínio da frequência e análise não linear. As medidas no domínio do tempo foram as primeiras a serem desenvolvidas e são as mais simples de calcular. Os índices no domínio da frequência desenvolveram-se mais tarde e permitem a divisão da variabilidade cardíaca em ritmos separados baseados na frequência. Os métodos lineares permitem a análise dos índices de **VFC** tanto em períodos de tempo curtos como longos, no entanto, recomendam-se no mínimo 256 intervalos RR [10]. A análise não linear assenta, na maior parte das técnicas, no facto de que a **VFC** é uma série temporal com comportamento caótico [22]. Para analisar esses índices, é recomendado um número maior de intervalos RR [10].

A análise da **VFC** fica comprometida na presença de batimentos ectópicos e como tal, esses devem ser removidos do sinal. Os intervalos RR, após remoção de ruído e de batimentos ectópicos, são denominados intervalos NN, e dizem respeito a intervalos entre complexos QRS adjacentes diretamente resultantes na despolarização do nodo **SA**, ou seja, ditos normais, daí a sigla NN [35].

2.4.1 Métodos lineares no domínio do tempo

Os índices de **VFC** no domínio do tempo mais comuns baseiam-se em medidas estatísticas dos intervalos. Além disso, existem também vários métodos geométricos, medidos a partir da geometria dos padrões criados pelos intervalos.

Técnicas estatísticas

As medidas estatísticas podem ser divididas em duas classes: (a) aquelas derivadas de medidas diretas dos intervalos NN, e (b) aquelas que resultam das diferenças entre intervalos NN [35].

Os índices estatísticos, no domínio do tempo, são:

- ***Standard deviation of the NN intervals (SDNN)***, é o desvio padrão de todos os intervalos NN, isto é, a raiz quadrada da variância. É uma medida da variabilidade total dos intervalos NN. É um dos índices mais usados na literatura e valores baixos indicam uma baixa **VFC**. É um índice que aumenta de valor à medida que a duração da medição aumenta. O seu valor pode ser calculado tanto para medições de curta quanto de longa duração. No entanto, para medições de curta duração, não se recomenda a sua utilização, por ter uma reprodutibilidade duvidosa. É inapropriado comparar medidas de **SDNN** para registos de durações diferentes [35].
- ***Standard Deviation of the average NN interval (SDANN)***, calculada para períodos curtos, normalmente de 5 minutos. É uma medida da variabilidade a cada

segmento de 5 minutos, num intervalo de tempo expresso em milissegundos, e é apenas apropriada para registos de longa duração, *ibidem*.

- ***Square root of the mean squared differences of successive NN intervals (rMSSD)***, corresponde à raiz quadrada da média do quadrado das diferenças entre intervalos NN sucessivos. É a medida mais comum no domínio do tempo para registos de curta duração. Mede, principalmente, a modulação parassimpática da FC [22].
- ***SDNN index (SDNNi)***, média do desvio padrão de todos os intervalos NN, a cada segmento de 5 minutos expresso em milissegundos, calculados ao longo de 24h, mede a variabilidade devido a ciclos menores que 5 minutos, *ibidem*.
- ***NN50***, é o número das diferenças entre intervalos NN sucessivos que são maiores que 50 ms. Mede principalmente a modulação parassimpática da FC, *ibidem*.
- ***pNN50 (%)***, percentagem de intervalos RR adjacentes que diferem em mais de 50 ms. É uma medida para registos de VFC de curta duração. Representa a atividade parassimpática, *ibidem*.

Os índices **rMSSD**, **pNN50** e **NN50** são medidas das variações de curta duração e estimam oscilações nas frequências altas na FC e, por isso, apresentam uma elevada correlação entre elas, Figura 2.12 [36]. É recomendada a análise do **rMSSD** em detrimento dos índices **NN50** ou **pNN50**, pois é menos sensível a batimentos ectópicos e possui melhores propriedades estatísticas, o que faz desse índice o eleito para medidas de VFC de curta-duração [35]. Além disso, trata-se de um índice pouco influenciado pela respiração [37].

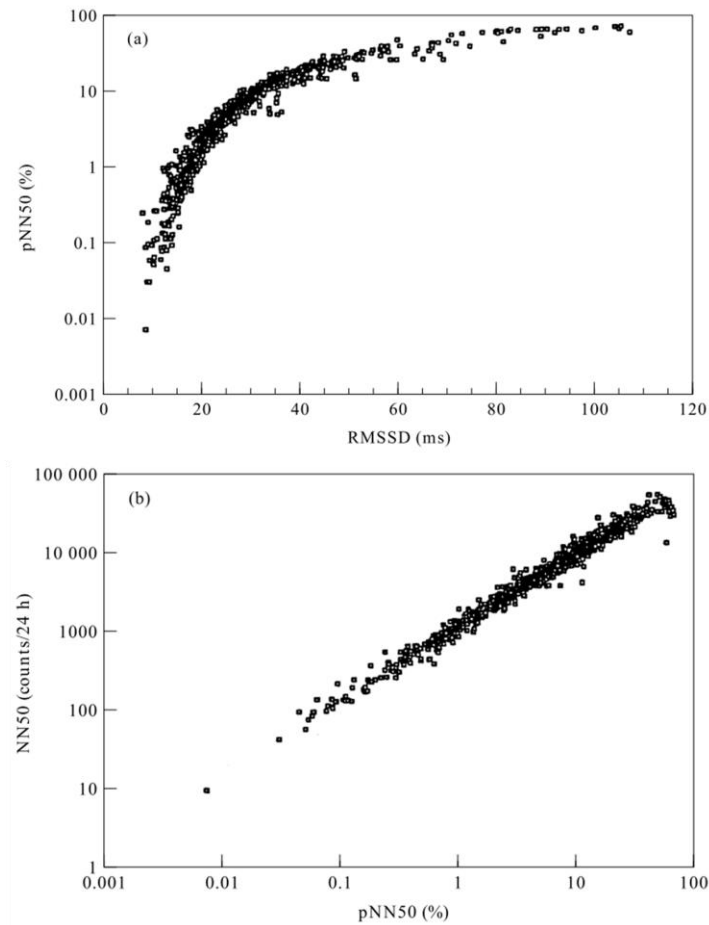


Figura 2.12 – Relação entre índices lineares de **VFC**. Relação entre os índices lineares de **VFC** (a) **rMSSD** e **pNN50** e (b) **pNN50** e **NN50**, para 857 medidas de 24h. Obtida de [36]

Técnicas Geométricas

Os métodos geométricos convertem os intervalos RR em padrões geométricos. As técnicas mais utilizadas são:

- *Índice Triangular da VFC*, é obtido através da divisão do número total de intervalos RR pelo comprimento de intervalo RR mais frequente. Para isso, constrói-se um histograma, em que no eixo horizontal se encontra o comprimento dos intervalos RR, ou seja, a sua duração, e no eixo vertical a frequência com que cada um deles ocorreu, Figura 2.13. Estabelece-se qual o comprimento de intervalo RR mais frequente. O índice triangular da **VFC** corresponde à divisão do integral da área D pelo valor máximo da distribuição de densidade da amostra. É uma medida da **VFC** total, no entanto tem mais em conta flutuações de longa-duração do que flutuações de curta-duração. Correlaciona-se com o desvio padrão de todos os intervalos RR e não é influenciado por batimentos ectópicos nem por artefactos, [22][38].

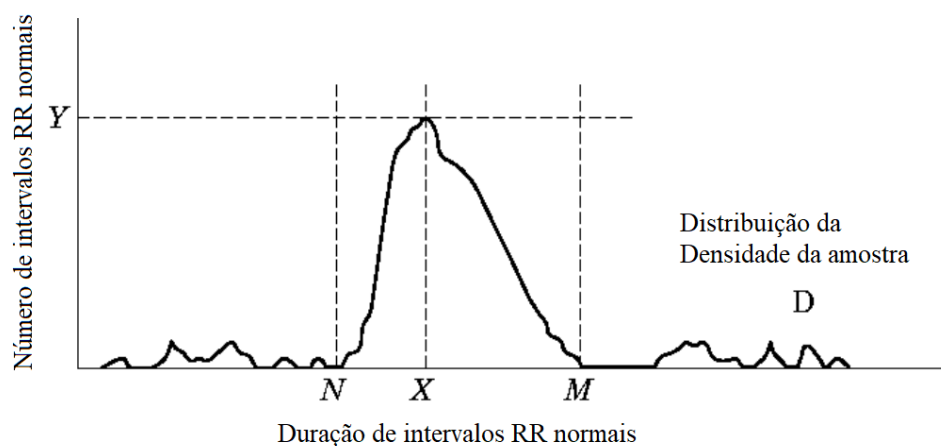


Figura 2.13 – Esquema representativo da obtenção do índice triângular da VFC. É construída a distribuição de densidade da amostra D. Estabelece-se o comprimento do intervalo NN mais frequente. $Y=D(X)$, sendo Y o máximo da distribuição de densidade da amostra D. O índice triângular da VFC é o valor da divisão da integral da área D pelo máximo Y.

- *Gráfico de Poincaré*, é um gráfico de dispersão dos intervalos RR relativamente ao intervalo RR seguinte. Assemelha-se a uma nuvem orientada ao longo de uma linha de identidade cuja forma fornece uma boa descrição da VFC. O comprimento dessa nuvem corresponde ao nível de variabilidade de longa-duração e a sua largura mede a variabilidade de curta-duração, Figura 2.14. Fornece informação quantitativa e qualitativa acerca dos padrões da VFC de um indivíduo, sob a forma de uma elipse e pode ser usado como indicador da atividade vagal [37].

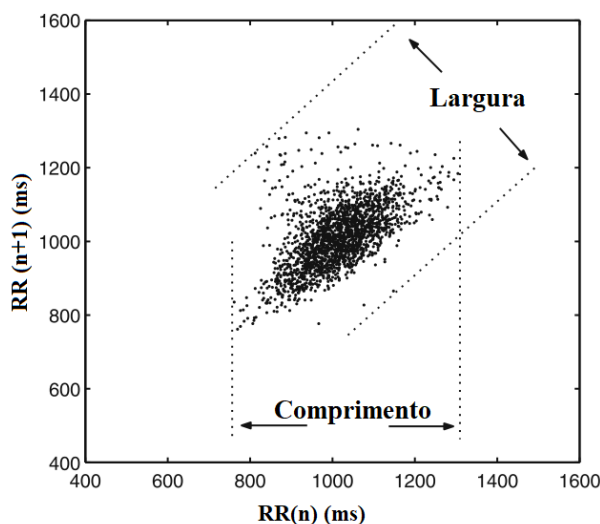


Figura 2.14 - Gráfico de Poincaré, com o comprimento e a largura representados graficamente. Adaptada de [39].

Análise qualitativa do Gráfico de Poincaré

A análise qualitativa do Gráfico de Poincaré corresponde à sua análise visual e usa-se para observar o padrão complexo da VFC que pode ser produzido devido a alterações na função autónoma. Esta análise fornece informação adicional aos métodos lineares no domínio do tempo do sinal de VFC. Permite caracterizar o padrão dos intervalos RR de um coração saudável. Um padrão saudável apresenta a forma de um cometa, Figura 2.15. Existem, no entanto, três padrões documentados, que descrevem alterações aos valores saudáveis de VFC para um indivíduo, Torpedo, Leque e Complexo, representados na Figura 2.16, [22].

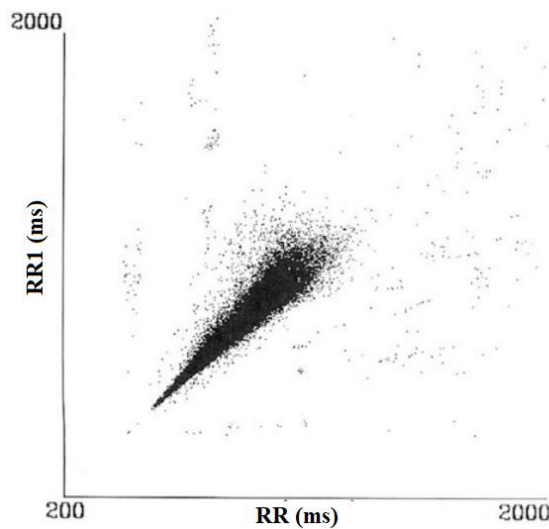


Figura 2.15 – Gráfico de Poincaré dos intervalos RR de um paciente saudável, com padrão em forma de cometa. Adaptada de [22].

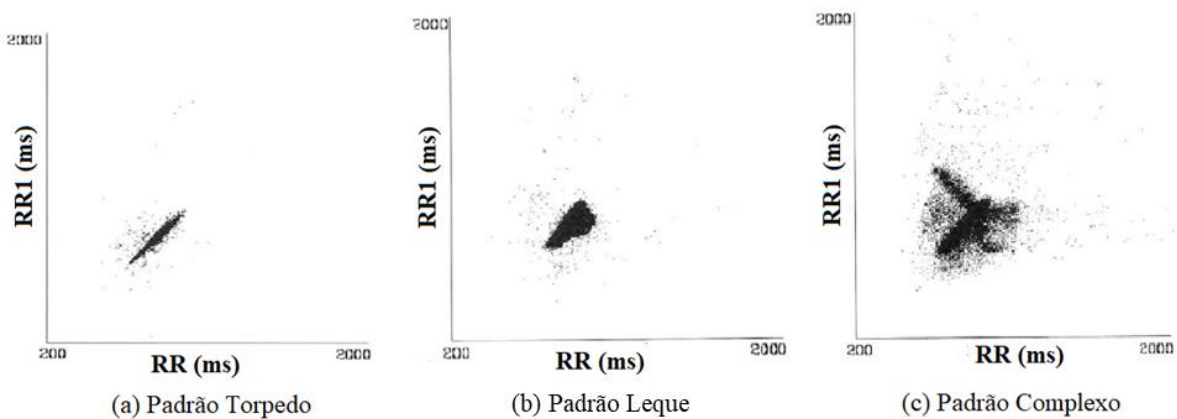


Figura 2.16 - Representação do Gráfico de Poincaré dos intervalos RR de indivíduos não-saudáveis. Adaptado de [22].

A análise quantitativa do Gráfico de *Poincaré* pretende quantificar diferenças na forma do gráfico, tratando-se de uma aproximação matemática. Uma das técnicas mais usadas nesta análise é a *Ellipse-Fitting Technique*, representada esquematicamente na Figura 2.17, [22]. Corresponde ao ajuste de uma elipse ao gráfico, no qual se define uma linha de identidade, coincidente com a diagonal do gráfico, que melhor se ajusta à linha de pontos. É definido um novo conjunto de eixos, nos quais se mede o desvio padrão dos pontos ao redor do eixo x_1 , denotado por SD1, e ao redor do eixo x_2 , denotado por SD2[40]. O índice SD1 mede a largura da nuvem de Poincaré e caracteriza a **VFC** de curta-duração, representando a atividade parassimpática e o índice SD2 mede o comprimento da nuvem ao longo da linha de identidade e caracteriza a **VFC** de longa-duração[22].

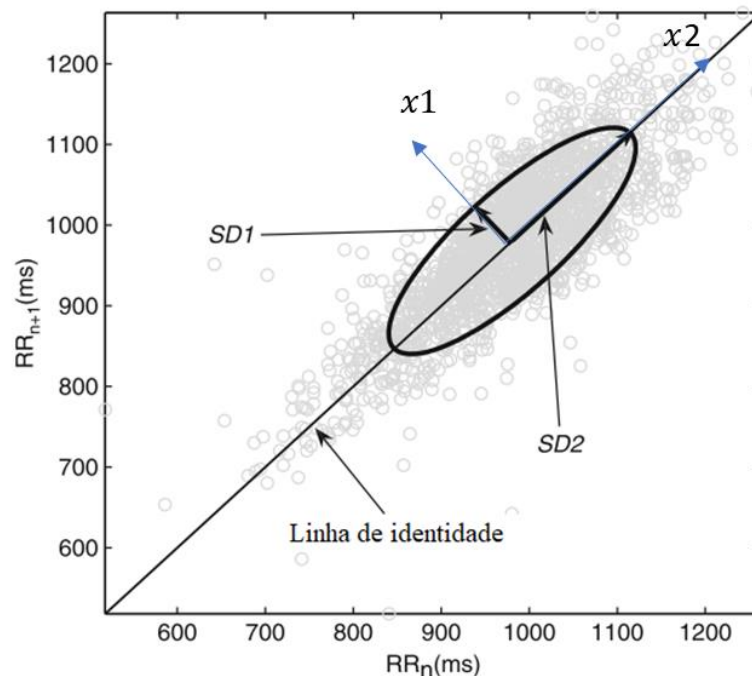


Figura 2.17 – Gráfico de Poincaré dos intervalos RR de um indivíduo saudável, e representação da *Ellipse-Fitting Technique*, na qual a linha diagonal representa a linha de identidade. Adaptada de [22].

2.4.2 Métodos lineares no domínio da frequência

É bastante comum a realização de uma análise espectral da **VFC** de forma a aceder a informação acerca da regulação autónoma cardíaca [41]. Por apresentar um comportamento não estacionário, são necessários métodos espectrais com resoluções temporal e em frequência adequadas [42]. Estes métodos incluem tanto técnicas paramétricas quanto não-paramétricas.

Depois de interpolado o sinal de **VFC**, para realizar a sua análise espectral calcula-se, em primeiro lugar o Espectro de Potência (**EP**) dos intervalos RR, que fornece informação acerca da forma como a potência se distribui ao longo da frequência. De seguida, o espectro é decomposto em três bandas de frequência separadas, representadas esquematicamente pela Figura 2.18. Depois calcula-se a potência de cada banda através da integração do **EP** ao longo dos limites da banda. A localização dos limites de frequência das bandas é escolhida estrategicamente com o objetivo de obter informação útil acerca do **SNA**. Esses limites de cada banda estão standartizados e dependem da duração do registo.

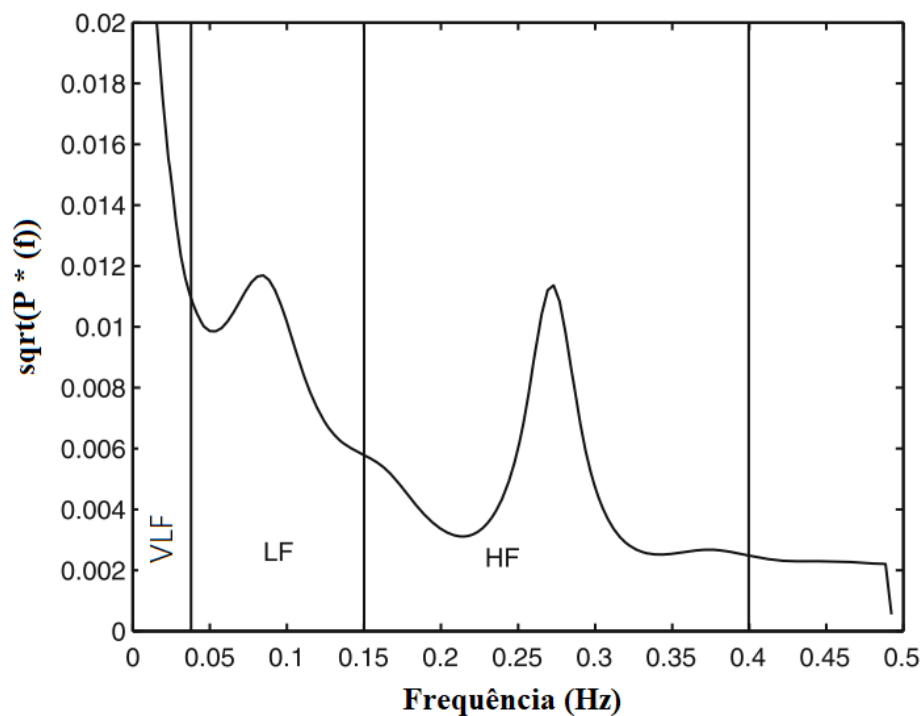


Figura 2.18 - Espectro de **VFC** do mesmo sinal representado pelo *Gráfico de Poincaré* da Figura 2.14, em que a componente respiratória se localiza perto dos 0,3 Hz e a componente vasomotora perto dos 0,1 Hz. Adaptado de [39].

Registos de curta-duração

São calculados três componentes principais para registos de curta-duração, entre 2 a 5 minutos, sendo que apenas dois deles contêm informação fisiológica importante:

- **VLF**, potência de muito baixa frequência (0 – 0,04 Hz), não se encontra correlacionada com qualquer ritmo fisiológico. É normalmente tratado como ruído e efeitos da não-estacionariedade. Sugere-se, no entanto, que reflita a atividade termorreguladora ou atividade do sistema renina-angiotensina, apesar da sua origem e mecanismos serem ainda desconhecidos [30].

- **LF**, potência de baixa frequência (0,04 a 0,15Hz). A medida que esta banda representa não é consensual. Enquanto uns defendem que se trata da medida de ambas as atividades simpática e parassimpática do **SNA**, outros acreditam que se refere a uma medida da atividade simpática. O pico existente nesta banda em indivíduos saudáveis deve-se a oscilações vasomotoras em torno dos 0,1 Hz [22].
- **HF**, potência de alta frequência (0,15 – 0,4 Hz). Trata-se de uma medida da atividade parassimpática. Esta banda localiza-se em torno da frequência de respiração média para um indivíduo normal, na zona dos 0,3 Hz e está relacionada com a ativação do nervo vago sobre o coração [22].

A potência total é calculada através da soma das 3 componentes, **VLF**, **LF** e **HF**. As bandas **LF** e **HF** quantificam as atividades autónomas simpática e parassimpática. O balanço entre os dois subsistemas do **SNA** sobre o coração é caracterizado pela relação LF/HF [10]. Para os que defendem que a banda **LF** representa as atividades simpática e parassimpática, a relação LF/HF representa a atividade simpática. As medidas de potência **VLF**, **LF** e **HF** são normalmente apresentadas em valores de potência (ms^2) [35]. Os índices **LF** e **HF** são frequentemente normalizados, obtendo dessa forma resultados mais consistentes, especialmente quando se pretendem comparar indivíduos sob stress autónomo diferente [22]. As normalizações desses índices obtêm-se pelas expressões [36]:

$$LF_{\text{normalizado}} = \frac{LF}{LF + HF}$$

$$HF_{\text{normalizado}} = \frac{HF}{LF + HF}$$

Registos de Longa-Duração

Os registos de longa duração para a realização da análise espectral são normalmente de 24h. Nesses registos é incluída uma quarta componente:

- **ULF**, banda de frequência ultrabaixa (0 – 0,003 Hz).
- **VLF**, banda de frequência muito baixa, (0,003 – 0,04 Hz).
- **LF**, banda de baixa frequência com limites de frequência iguais aos registos de curta-duração.
- **HF**, banda de alta frequência com limites de frequência iguais aos registos de curta duração.

As oscilações dos mecanismos fisiológicos responsáveis pelos picos nas bandas **LF** e **HF**, nos registos de curta-duração, não são estacionárias para períodos de tempo de longa-duração, resultando numa perda do detalhe, pelo facto dessas oscilações estarem diluídas numa média ao longo de 24h [22].

2.4.3 Métodos não lineares

Atendendo à variedade de fatores que influenciam a FC, torna-se claro que a sua regulação é um dos sistemas humanos mais complexos [22]. A análise da VFC e subsequente análise da série temporal de intervalos RR torna-se complexa devido à natureza dinâmica do ritmo cardíaco [1]. Esse comportamento dinâmico não pode ser descrito de forma adequada por meio de métodos lineares. Métodos de dinâmica não-linear fornecem informação adicional e complementam a análise linear tradicional da VFC [22].

Os métodos não-lineares mais utilizados são:

- **Medidas Fractais**, como por exemplo a *power-law correlation*, a *detrend fluctuation analysis (DFA)* e a *multifractal analysis* [22]. Em indivíduos saudáveis, a série temporal de FC é fractal pois exhibe flutuações similares em várias escalas temporais. Ao contrário dos métodos tradicionais de análise da VFC, a análise fractal não mede a intensidade da variabilidade, mas sim as características qualitativas e a correlação de características do comportamento dinâmico da FC [10].
- **Medidas de Entropia**, que permitem quantificar a irregularidade de uma série temporal, como por exemplo a *approximate entropy* e a *sample entropy* [22] e finalmente,
- **Plot de Poincaré**, permite uma análise dinâmica da VFC. Pode ser analisado de forma qualitativa (visual) ou quantitativa, por meio do ajuste da elipse formada pelo atrator, obtendo-se três índices: SD1, SD2 e a razão SD1/SD2 [43].

Detrend Fluctuation Analysis

Para a análise da dinâmica não-linear de um sinal, como por exemplo nos métodos fractais, determina-se, muitas vezes, o expoente de escala do sinal. Esse expoente indica a presença ou não de propriedades fractais [44].

O método DFA descreve as propriedades de correlação de dados de intervalos RR. Pelo método DFA, obtém-se um parâmetro quantitativo simples de forma a representar as propriedades de auto-correlação de um sinal. Este método analisa a distância quadrática média do sinal da linha de tendência local em função do parâmetro de escala. Em primeiro lugar, calcula-se o integral do sinal $B(i)$, de acordo com a seguinte expressão, [44]:

$$y(k) = \sum_{i=1}^k (B(i) - B_{avg})$$

Onde B_{avg} corresponde ao valor médio do sinal. De seguida, os dados são divididos em segmentos de comprimento n , depois encontra-se a aproximação linear y_n , através dos mínimos quadrados, ajustados a cada segmento separadamente, representando a tendência numa determinada secção. A flutuação média $F(n)$ do sinal em torno da tendência é obtido pela expressão, *ibidem*:

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (y(k) - y_n(k))^2}$$

Repetem-se os cálculos para todos os n considerados. Pretende-se, então, obter a relação entre $F(n)$ e o tamanho do segmento n . De forma geral, $F(n)$ aumenta com o tamanho do segmento n . Na Figura 2.19 encontra-se representado um exemplo da aplicação do método DFA. De seguida, representa-se o gráfico logarítmico duplo ($\log F(n)$ vs $\log n$), como se pode verificar pelo exemplo da Figura 2.20. A dependência linear indica a presença de flutuações e o declive de $F(n)$ determina o expoente de escala α , *ibidem*:

$$F(n) \sim n^\alpha$$

O expoente de escala α representa a inclinação da linha, que relaciona o logaritmo da flutuação com o logaritmo do tamanho da janela (\log). O expoente de escala quantifica, portanto, a relação entre as flutuações da FC em diferentes escalas. Valores baixos desse expoente indicam dinâmicas em que a variabilidade batimento a batimento da FC é próxima da variabilidade de longa-duração. Valores elevados do expoente de escala correspondem a dinâmicas onde a variabilidade de longa-duração é substancialmente mais elevada do que a variabilidade batimento a batimento [44].

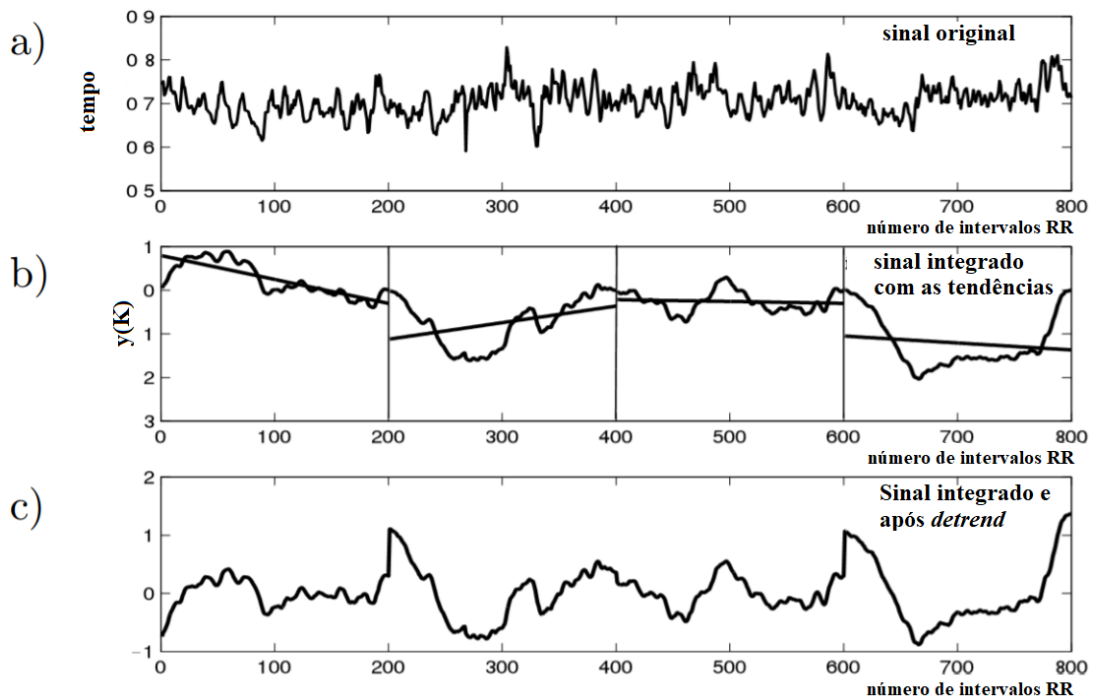


Figura 2.19 – Método DFA. a) Sinal original selecionado (intervalos RR obtidos do ECG), b) sinal integrado com tendências locais em cada secção, c) Sinal integrado e após *detrend*. Adaptada de [44].

Frequentemente calculam-se dois expoentes de escala separados que podem ser de curta duração (de 4 a 11 batimentos), α_1 , ou de longa duração, α_2 [45]. Um sinal fractal dá origem a um expoente com valor aproximado de 1, um sinal aleatório resulta num valor do expoente próximo de 0.5 e um sinal fortemente correlacionado resulta num expoente com valor de 1.5 [45].

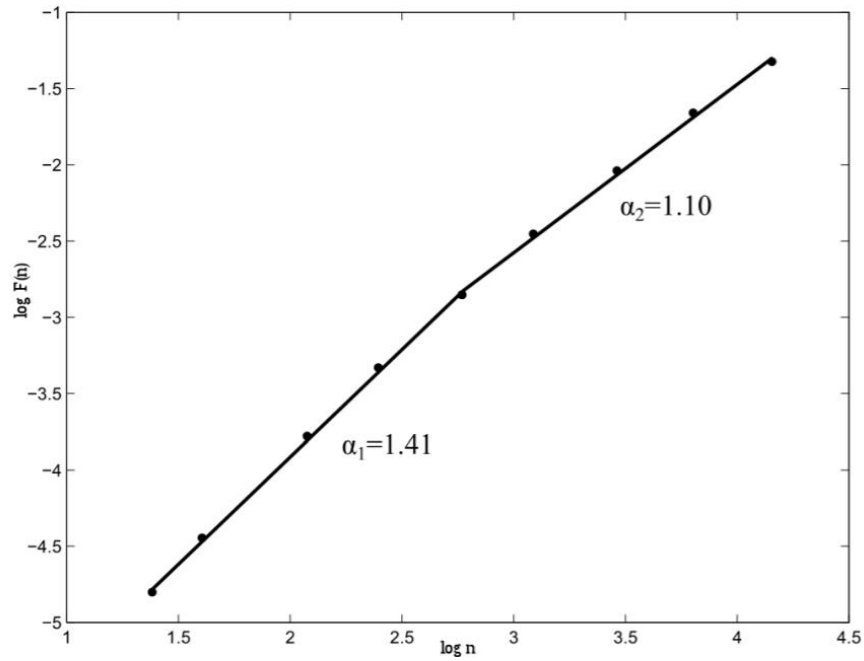


Figura 2.20 – Gráfico logarítmico duplo, com a representação do cálculo dos expoentes de escala, α_1 e α_2 . Obtida de [44].

Aproximate Entropy

O método *approximate entropy* (**ApEn**) mede o grau de irregularidade e complexidade de um sinal. Quanto maior o seu valor, maior a complexidade da série RR [46]. Dada uma série, S_N , de intervalos RR, com N valores, a **ApEn** é definida pelo logaritmo natural da prevalência relativa de padrões repetitivos de tamanho m comparados com os de tamanho $m+1$, definida por:

$$ApEn(S_N, m, r) = \ln \left[\frac{C_m(r)}{C_{m+1}(r)} \right]$$

Sendo m o comprimento, em amostras, de um segmento da série RR e r o critério de similaridade [46].

Sample Entropy

O método *sample entropy* resulta de um aperfeiçoamento do algoritmo da **ApEn**. Corresponde ao logaritmo natural negativo da probabilidade condicional de que duas sequências semelhantes para m pontos permaneçam semelhantes para $m+1$ pontos, onde as correspondências automáticas não estão incluídas no cálculo da probabilidade [47].

2.4.4 Análise em Tempo-Frequência

A análise da **VFC** permite avaliar o equilíbrio entre o **SNS** e o **SNP**. A análise em tempo-frequência da **VFC** facilita essa análise pois permite avaliar a variação desse equilíbrio ao longo do tempo. Existem diversas técnicas utilizadas para a análise em tempo-frequência, destacando-se a Transformada de Fourier de curto tempo (**STFT**), a *Continuous Wavelet Transform Scalogram* (**CWT**) e o *Time-Variant Auto-Regressive Modeling* (**AR**) [38][48]. É comum a construção de espectrogramas, que correspondem a gráficos de análise dinâmica da densidade espectral de energia, tratando-se de representações visuais do espectro de frequências do sinal e da sua variação ao longo do tempo, tornando possível a observação do balanço simpático-vagal ao longo do tempo. Pode ser descrito como um mapa de calor, em que a intensidade da densidade espectral de energia é representada através de diferentes cores ou níveis de brilho [49].

A análise espectral do sinal da **VFC** permite separar em bandas as frequências relacionadas às atividades simpática e parassimpática do Sistema Nervoso. As técnicas mais populares para a análise espectral da **VFC** são a Transformada Discreta de Fourier (**DFT**) e a *autoregressive modeling*(**AR**) [50]. Essas técnicas necessitam que as amostras do sinal se encontrem igualmente espaçadas. Como no sinal de **VFC** as amostras estão espaçadas consoante os intervalos entre batimentos, é necessária uma interpolação dos dados, seguida de uma reamostragem a uma frequência de amostragem elevada. O cálculo do espectro é obtido através do valor absoluto da **DFT** ou do *auto-regressive model* do sinal. A amplitude do espectro é elevada ao quadrado e multiplicada pelo período de amostragem. Quando se usa o modelo **AR**, o resultado é multiplicado pela variância da previsão de erro do modelo. Quando se usa a **DFT**, o resultado é dividido pelo número de amostras na janela [50].

O **EP** divide-se em 3 bandas: **VLf** (0 a 0,04 Hz), **LF** (0,04 a 0,15 Hz) e **HF** (0,15 a 0,5 Hz). A energia contida nessas bandas está relacionada com as contribuições do **SNS** e do **SNP**.

Espectrograma de Fourier

A **STFT** é uma técnica comum para a análise em tempo-frequência. Nesta técnica, a janela é substituída por uma janela de curta-duração (p.e. 30s). Essa janela desloca-se, amostra a amostra, no tempo e, para cada deslocamento, é calculado um novo **EP** [50]. O espectrograma de Fourier torna, assim, possível observar os componentes do **SNS** e do **SNP** em função do tempo. Uma das suas principais limitações é o compromisso entre as resoluções temporal e espacial. Para janelas pequenas, possui uma boa resolução temporal, mas uma resolução espectral baixa. No entanto, para janelas grandes, apresenta uma boa resolução espectral, porém a resolução temporal é baixa, *ibidem*.

Espectrograma Autorregressivo

Alternativamente ao espectrograma de Fourier, existe uma técnica semelhante, o espectrograma autorregressivo. Esta técnica, denominada *Auto Regressive Modeling* variante no tempo, tem como principal vantagem as imagens obtidas serem mais diretas. A resolução em frequência no espectrograma [AR](#) é afetada principalmente pela ordem do modelo, constituindo outra vantagem do modelo pois é possível usar-se uma janela mais pequena e, assim, aumentar a resolução temporal sem perder muita resolução em frequência. Tal não acontece com o espectrograma de Fourier [50].

Espectrograma de Wavelet

Esta técnica é apropriada para estudar sinais não-estacionários. São representados os sinais no domínio do tempo, permitindo a identificação de fragmentos de grande escala (baixa frequência) e de pequena escala (frequência alta). Demonstrou-se que a [CWT](#) ajuda a evitar problemas relacionados com o comprimento e com a forma da janela, tipicamente obtidos com a [STFT](#) e com o modelo [AR](#) [50].

O espectrograma de *wavelet*, ou escalograma, é o quadrado do módulo da [CWT](#). Corresponde a uma distribuição da energia do sinal no plano tempo-escala, expressa em potência por unidade de frequência, que, para o sinal de [VFC](#) é ms²/Hz. A [CWT](#) de uma sequência discreta x_n é definida como a convolução de x_n com uma versão escalada e traduzida da *wavelet* da função base $\Psi_0(n)$, [50]:

$$W_n(s) = \sum_{n'=0}^{N-1} x_{n'} \Psi^* \left[\frac{(n' - n)\delta t}{s} \right]$$

Onde * denota o conjugado complexo. Variando a escala s da *wavelet* e traduzindo ao longo do índice temporal localizado n , pode construir-se uma imagem que mostra como é que a amplitude dos componentes em cada escala varia com o tempo, *ibidem*.

Uma análise não-ortogonal é extremamente redundante para grandes escalas, nas quais o espectro da *wavelet* em tempos adjacentes é altamente correlacionada. A transformação não ortogonal é útil para a análise de séries temporais, nas quais se esperam variações suaves e contínuas na amplitude da onda [50].

Enquanto na análise de Fourier a resolução em frequência Δf é constante, na análise de *wavelet* a razão $\Delta f/f$ é constante. Portanto, em vez de uma resolução linear em frequência, obtêm-se uma resolução logarítmica, de forma a que a resolução em frequência relativa permaneça a mesma ao longo de todo o intervalo de frequência em questão. Neste caso, a resolução absoluta em frequência é muito menor do que para frequências mais altas. A importância de uma resolução em frequência logarítmica na [VFC](#) pode explicar-se olhando para os razões entre os picos característicos de frequência. Começando no pico em torno dos 0,013 Hz, cada um dos próximos picos tem aproximadamente o dobro da frequência. Usando um eixo de frequência logarítmico, os picos

são aproximadamente equidistantes. Assim a resolução em frequência logarítmica torna possível a este método capturar ritmos muito diferentes num só sinal[50].

Índices de tempo-frequência

Como o espectrograma de Fourier e o espectrograma **AR** são a combinação do **EP** de pequenos segmentos do sinal de **VFC**, torna-se possível estender a análise espectral a índices de tempo-frequência [50].

Assim, é possível obter curvas do espectrograma que mostram como é que os valores absolutos das bandas de potência **VLf**, **LF** e **HF** variam ao longo do tempo. Tal consegue-se calculando a potência de cada banda em cada **PSD** e depois, representando graficamente esses índices em função do tempo. Da mesma forma, é também possível obter uma curva que mostra a razão **LF/HF** em função do tempo. Um exemplo dessas curvas está representado na Figura 2.21 [50]. A análise estatística desses índices revela informação acerca dos controlos simpático e parassimpático sobre a **FC**.

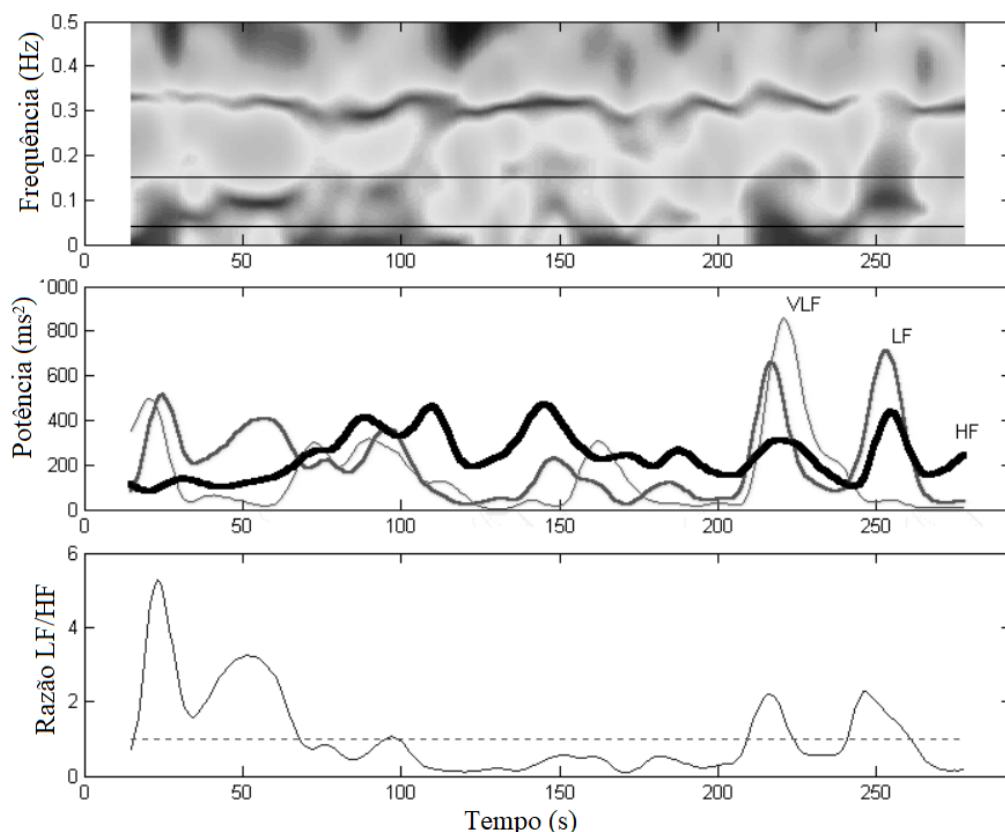


Figura 2.21 - Gráficos em tempo-frequência obtidos através do espectrograma: variação da potência absoluta nas bandas **VLf**, **LF** e **HF**. A curva de variação da razão **LF/HF** também é apresentada no gráfico de baixo.

Adaptada de [50].

Um espectrograma pode ser gerado através de um espectrómetro ótico, de filtros passa-banda, da Transformada de Fourier ou da Transformada de *wavelet*. A geração de espectrogramas através da Transformada rápida de Fourier é um processo digital no qual dados amostrados digitalmente no domínio do tempo, são divididos em várias porções que se sobrepõem e é calculada a Transformada de Fourier a fim de calcular a intensidade do espectro de frequências de cada uma dessas porções. Cada porção corresponde a uma linha vertical na imagem, correspondente a uma medida de intensidade versus frequência num determinado instante de tempo [41].

O sinal de **VFC** apresenta um comportamento não estacionário. Métodos de análise espectral com resoluções temporal e em frequência apropriadas são fundamentais, nos quais janelas com diferentes comprimentos têm sido utilizadas para diferentes frequências no espectrograma [41].

2.5 Análise de Atividade Eletrodérmica

À semelhança do procedimento adotado para outros sinais biológicos, é necessária a extração de diversos parâmetros do sinal de **EDA** para uma posterior análise estatística. Para a análise de **EDA** em resposta a algumas tarefas específicas, é frequente decompor-se o sinal em duas medidas no domínio do tempo: O nível de condutância da pele (**SCL**) e a resposta de condutância da pele (**SCR**) [5].

O **SCL** refere-se a alterações lentas da **EDA** e refere-se especificamente ao nível de condutância da pele. Este valor calcula-se, tipicamente, através de uma média de várias medidas obtidas durante um período de repouso sem estimulação. As **SCR** correspondem a eventos transitórios rápidos contidos no sinal de **EDA**. Estas, por sua vez, podem dividir-se em dois tipos de resposta distintos: As **SCR** não específicas (**NS.SCRs**) que são o número de **SCRs** num determinado período de tempo e consideram-se uma média tónica pois ocorrem depois do estímulo; e as **SCR** relacionadas a eventos (**ER-SCRs**) que são aquelas que ocorrem imediatamente depois do estímulo e que perduram durante períodos muito curtos de tempo [51].

Para o estudo de respostas ao stress, as **NS-SCR** assumem especial relevância e são expressas regularmente como o número de respostas por minuto. Todavia, existe uma preocupação relativamente aos índices **SCL** e **NS-SCR**, que é o facto de estes serem altamente variáveis entre indivíduos [51].

Na Tabela 2 estão apresentados os valores típicos dos principais parâmetros de **EDA** representativos de adultos jovens e saudáveis. A medida mais comum é a amplitude da **SCR**, quantificada como o aumento no valor da condutância medida a partir do início da resposta ao seu pico [5].

O registo de **EDA** baseia-se em processos fisiológicos que variam de forma relativamente lenta, quando comparados com outros sinais biológicos. A avaliação de alterações fásicas foca-

se principalmente em eventos únicos e irregulares, não em padrões que possam ser caracterizados por variações na frequência e/ou na amplitude. Desse modo, não são apropriadas metodologias como a Potência Espectral ou a Transformada de Fourier [30]. Alguns estudos inovadores propõem uma nova abordagem, no domínio da frequência, com o objetivo de quantificar a função simpática usando a densidade de potência espectral (PSD) da EDA[51].

Numa primeira fase, devem extrair-se os valores das componentes fásica e tónica do sinal. As medidas quantitativas de SCL e de SCR permitem uma análise estrutural da EDA no domínio do tempo [4]. É também possível realizar uma análise da EDA no domínio da frequência em resposta ao stress, embora, como já se referiu, não seja tão comum [4].

Tabela 2 - Medidas das principais componentes da EDA, definições e valores típicos. Adaptado de[5].

Medida	Definição	Valores típicos
Nível de condutância da pele (SCL)	Nível tónico da condutância elétrica da pele. É um índice no domínio do tempo para o estudo da EDA expresso em micro-Siemens (μS).	2-20 μS
NS-SCRs	SCRs que ocorrem na ausência de um estímulo identificável.	
Frequência de NS-SCRs	Número de SCRs na ausência de estímulo identificável. Medida do stress tónico produzido durante um estímulo prolongado. Expresso como o nº de respostas por minuto [4].	1 -3 por min
Amplitude de SCR	Aumento da componente fásica da condutância após o início do estímulo.	0,1 – 1,0 μS
Latência de SCR	Intervalo temporal entre o início do estímulo e o início da SCR.	1 – 3 s
Tempo de subida de SCR	Intervalo temporal entre o início da SCR e o pico de SCR.	1 – 3 s
Meio tempo de recuperação de SCR	Intervalo temporal entre o pico de SCR e o ponto de recuperação de 50% da amplitude de SCR.	2 – 10 s

2.6 Estímulos indutores de stress

Um dos objetivos desta tese é o estudo do **SNA** na presença de estímulos indutores de stress. O stress constitui uma resposta complexa a um estímulo, desde a sua perceção e processamento à capacidade adaptativa de um organismo face às exigências que lhe são impostas [5].

Com vista a induzir uma resposta autónoma perante situações de stress, usaremos no protocolo os seguintes estímulos: o Cold Pressor Test (**CPT**), o Teste Stroop de cores e palavras (**TSCP**), e uma Tarefa de Cálculo Mental (**TCM**).

2.6.1 Cold Pressor Test

O **CPT** é um estímulo frio usado frequentemente para induzir respostas do **SNS**. Não existe um método *standard* para a sua realização, no entanto costuma realizar-se colocando a mão ou o pé em água fria, normalmente com temperaturas ente 0 e 5°C durante 1 a 5 min [52].

O **CPT** desencadeia, em indivíduos saudáveis, um pico ativação simpática vascular e um aumento da **PA**, com uma consequente libertação de noradrenalina, sendo por isso usado no estudo da função autónoma cardíaca [52]. No entanto, a resposta da **FC** ao **CPT** têm sido alvo de alguma atenção, por se verificar uma alta variabilidade de respostas entre indivíduos [53].

2.6.2 Testes *Stroop* de cores e palavras

O **TSCP** é um exercício conhecido por induzir stress cognitivo. É útil no diagnóstico de funções como a atenção seletiva (capacidade de responder a determinados estímulos ao mesmo tempo que se ignoram outros [54]), a elasticidade cognitiva, entre outras [23].

Este teste tem por base a leitura de palavras, que normalmente são nomes de cores, em que alguns exemplos são congruentes, o nome da cor está escrito com essa cor e outros são incongruentes, o nome da cor está escrito com outra cor [5].

O efeito *Stroop* é um fenómeno bastante comum na psicologia cognitiva em que existe uma interferência entre a cor com a qual a palavra está escrita e o significado dessa. Parte do processamento de informação ocorre de forma automática e tal traduz-se no facto de que, independentemente da existência de um esforço consciente para realizar corretamente o teste, existirá sempre essa interferência[54].

2.7 Dessincronização Relacionada a Eventos no EEG

A eletroencefalografia (EEG) é o registo da atividade elétrica cerebral. Fenómenos relacionados a eventos representam alterações específicas na frequência da atividade elétrica cerebral, observadas no EEG e consistem, de forma geral, num aumento ou numa diminuição da potência das bandas de frequência. Uma Dessincronização Relacionada a Eventos (ERD) corresponde a uma diminuição da potência de ritmos μ (7-13Hz) e β (13-30Hz) que ocorre nas áreas sensorio-motoras durante uma tarefa motora enquanto que uma Sincronização Relacionada a Eventos (ERS) corresponde ao aumento da potência depois do final dessa tarefa [55]. A dessincronização relacionada a eventos no EEG corresponde então à diminuição da potência oscilatória durante uma tarefa relativamente à *baseline*. ERD/ERS reflete alterações nas interações locais entre neurónios principais e inter-neurónios que controlam os componentes de frequência do EEG[56]. Os fenómenos de ERD/ERS podem ser determinados através de uma análise em frequência, calculando a potência dos sinais de entrada em bandas de frequência específicas [43].

Este estudo pretende compreender o funcionamento do Sistema Nervoso Autónomo e perceber se este apresenta um comportamento de dessincronização perante a existência de um estímulo externo. Trata-se de uma nova abordagem acerca do SNA, por comparação ao funcionamento do SNC pois, como em estudos anteriores o desaparecimento das frequências essencialmente na gama de alta frequência (HF) no sinal de VFC tendiam a apresentar um comportamento semelhante ao do SNC, a hipótese que se pretende comprovar nesta dissertação é que esse desaparecimento se observa na presença de outros estímulos indutores de stress.

3 Estado da arte

3.1 Influência do Cold Pressor Test na VFC e na EDA

Alterações na VFC

A exposição da face a água fria, e a exposição da mão ou do pé a um estímulo semelhante apresentam respostas cardíacas diferentes. A imersão da face em água fria induz uma braquicardia mediada pela ativação vagal e uma vasoconstrição periférica. A imersão da mão ou do pé em água desencadeia uma resposta diferente, taquicardia imediata seguida de uma diminuição da FC e aumento da vasoconstrição periférica [57].

Diversos estudos ao SNA têm sido efetuados usando o CPT. Vários resultados demonstram que o estudo da VFC durante o CPT permite observar alterações na função autónoma. Apesar disso, diferentes indivíduos têm apresentado diferentes reações ao CPT, facto que ainda não foi explicado [58].

O CPT, aplicado a indivíduos saudáveis, desencadeia uma ativação vascular simpática e um aumento da pressão sanguínea. Num estudo realizado aplicando 3 minutos de CPT a 39 indivíduos saudáveis, verificou-se uma certa variabilidade no comportamento da FC entre indivíduos [53]. Realizou-se uma análise espectral do sinal de VFC e uma análise não linear, a DFA. Vinte e dois indivíduos apresentaram um aumento da FC, denominando-se este grupo CPTi, com um aumento da atividade simpática e uma diminuição da atividade vagal. Os restantes 19 indivíduos, apresentaram uma diminuição da FC ao longo do teste, sendo este grupo nomeado CPTd, depois de um ligeiro aumento inicial, indicando uma co-ativação dos dois subsistemas, simpático e parassimpático. Além disso, no grupo cuja frequência cardíaca diminuiu, observou-se uma maior atividade simpática ao nível da pele durante o CPT [53]. Na Figura 3.1, encontram-se representados os resultados deste estudo para os dois grupos de indivíduos.

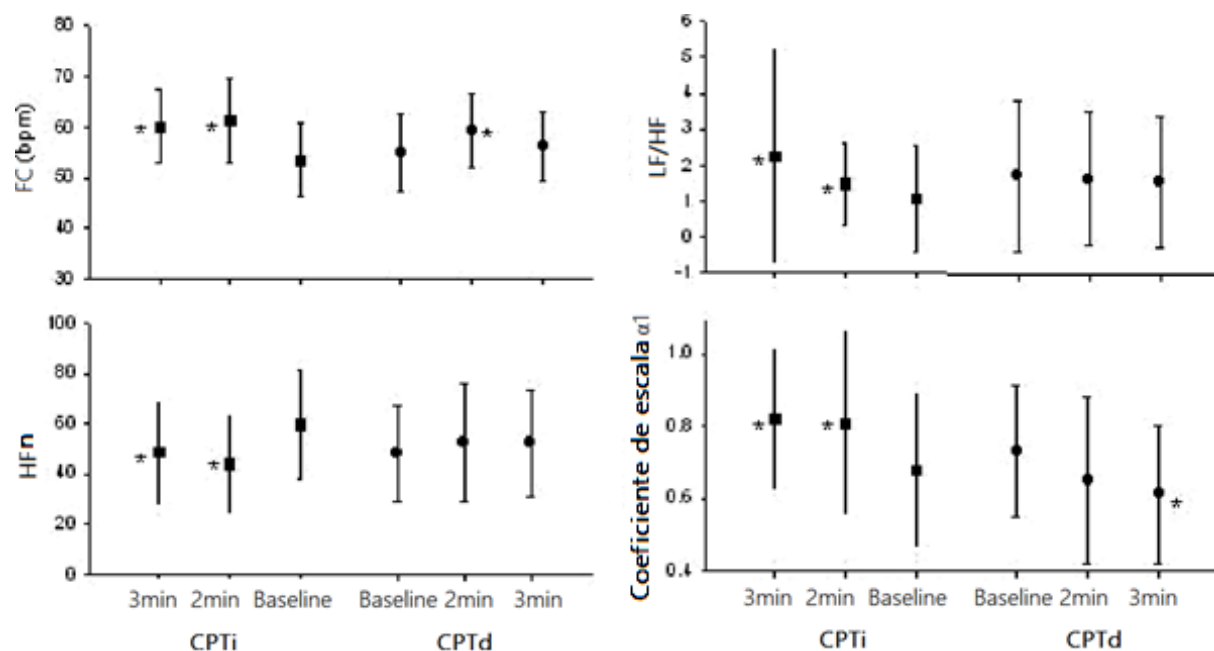


Figura 3.1 – Alterações na Frequência Cardíaca (FC), no valor normalizado da banda de alta frequência (HF_n), e da razão LF/HF da VFC e expoente de escala ($\alpha 1$) de curta-duração, medidos em *baseline* e durante o segundo e terceiro minutos de imersão da mão em água fria para os grupos CPTi, com um aumento da FC como resposta, e para o grupo CPTd, que apresentou uma diminuição da FC perante o CPT. Adaptada de [53].

O grupo CPTi apresentou uma FC significativamente maior nos segundo e terceiro minutos comparativamente à *baseline*. O valor de LF normalizado (LF_n) aumentou em valor absoluto desde a *baseline* para o segundo e terceiro minutos. Houve uma diminuição significativa no valor normalizado da banda HF (HF_n), indicando uma diminuição da ativação vagal, e um aumento significativo da razão LF/HF, e do valor de $\alpha 1$, indicando um aumento da atividade simpática[53].

Por outro lado, o grupo CPTd apresentou um aumento da FC durante o segundo minuto do CPT e uma diminuição logo a seguir até atingir o valor de *baseline* no final do CPT. Da *baseline* para os segundo e terceiro minutos o valor de LF_n aumentou, o valor HF_n aumentou e a razão LF/HF diminuiu. O valor de $\alpha 1$ diminuiu significativamente durante os segundo e terceiro minutos, sugerindo uma co-ativação autónoma cardíaca [53]. Estudos sugerem que, para indivíduos saudáveis, o resultado de uma co-ativação autónoma cardíaca resulta numa diminuição da FC e de $\alpha 1$ [59]. De facto, observou-se, em várias situações de doença ou com o aumento da idade, uma diminuição de $\alpha 1$. Assim, acredita-se que, uma rutura na organização fractal de curta duração na dinâmica da FC poderia ter potencial em aplicações clínicas, apesar de mais estudos serem necessários [53].

A diminuição da FC perante o CPT é difícil de explicar, uma vez que inicialmente se acreditava que o CPT induzia uma ativação simpática geral ou uma diminuição do fluxo vagal. Sugere-se então que as diferentes respostas de FC entre indivíduos devessem a diferenças nas características autónomas em estado basal pois, tanto a FC quanto as alterações nos índices da

VFC são altamente variáveis individualmente [53]. Também se refere uma possível discussão acerca das diferentes respostas dos recetores de dor face ao CPT, uma vez que se sugere que a sensação de dor tenha um papel importante na regulação da FC durante o CPT [60].

Resultados semelhantes foram obtidos num estudo posterior, no qual se aplicou o CPT a 26 voluntários, sendo que 22 apresentaram um aumento do valor de LF em unidades normalizadas (LFn) durante o estímulo frio e posterior diminuição do mesmo valor após retirada a mão da água [58]. Os 22 indivíduos apresentaram uma redução do valor de HF em unidades normalizadas (HFn) durante o CPT e sucessivo aumento do mesmo valor após retirada a mão da água. Apesar disso, as alterações observadas dependem da adaptação de cada indivíduo ao CPT, pois, os outros 4 indivíduos revelaram uma reação oposta, onde o valor de LFn diminuiu durante o CPT. Também os valores da razão LF/HF durante o CPT apresentaram dois comportamentos diferentes: 9 dos 26 voluntários têm um valor maior do que 1, refletindo uma predominância simpática durante o teste, e 17 voluntários com valores de LF/HF menores do que 1, refletindo uma predominância parassimpática [58]. Refere-se ainda no mesmo estudo a necessidade de uma análise mais aprofundada para se explicar as diferentes reações durante o teste [58].

Em estudos realizados à dinâmica fractal da FC a 13 voluntários do sexo masculino, aos quais se pediu para emergirem a mão em água fria durante 2 minutos, verificou-se uma diminuição da potência HF paralelamente a um aumento da atividade simpática durante a imersão em água fria [45]. Além disso, durante o estímulo frio verificou-se um aumento do expoente de escala α_1 , o que revela uma forte correlação da dinâmica de curta duração durante o estímulo quando comparado com o estado basal. Realizaram-se também medidas espectrais da VFC nas quais se verificou um aumento da FC e uma diminuição da potência HF, o que sugere a omissão da atividade vagal durante o CPT. A razão LF/HF e a potência LF em unidades normalizadas aumentaram durante a imersão da mão em água fria [45]. Estudos anteriores demonstraram uma correlação entre a razão LF/HF e o expoente de escala α_1 em condições laboratoriais controladas [61]. Observou-se através da análise fractal da VFC que, perante uma co-ativação simpática e parassimpática, ocorre uma alteração na dinâmica fractal da FC para uma organização mais aleatória da FC e consequente diminuição da razão LF/HF. Por outro lado, alterações na regulação autónoma, por exemplo, a diminuição do fluxo vagal no momento do aumento da atividade simpática, resultaram numa variação na dinâmica da FC, resultando em correlações fractais de curta-duração mais fortes e num aumento da razão LF/HF na análise espectral [45].

Espectrogramas da VFC

Num trabalho realizado no ano letivo anterior, no qual se aplicou o CPT a 32 indivíduos, num protocolo experimental dividido em 3 fases: uma fase inicial de 25 minutos em estado basal, 3 minutos de CPT e uma posterior fase de 5 minutos também em estado basal, observou-se que, a banda de potência HF, no espectrograma do sinal de VFC, se encontrava bem definida durante a fase inicial basal e que, durante a fase de aplicação do CPT, essa seria suprimida[7]. Nalguns casos, observou-se também um novo surgimento dessa banda bem definida na fase basal após

estímulo. A localização da supressão da banda de potência HF variou ligeiramente de indivíduo para indivíduo, embora ocorresse na maior parte dos casos, Figura 3.2. Sugeriu-se então que, poderia existir uma espécie de sincronização do SNA que dessincronizaria durante a aplicação do estímulo frio[7].

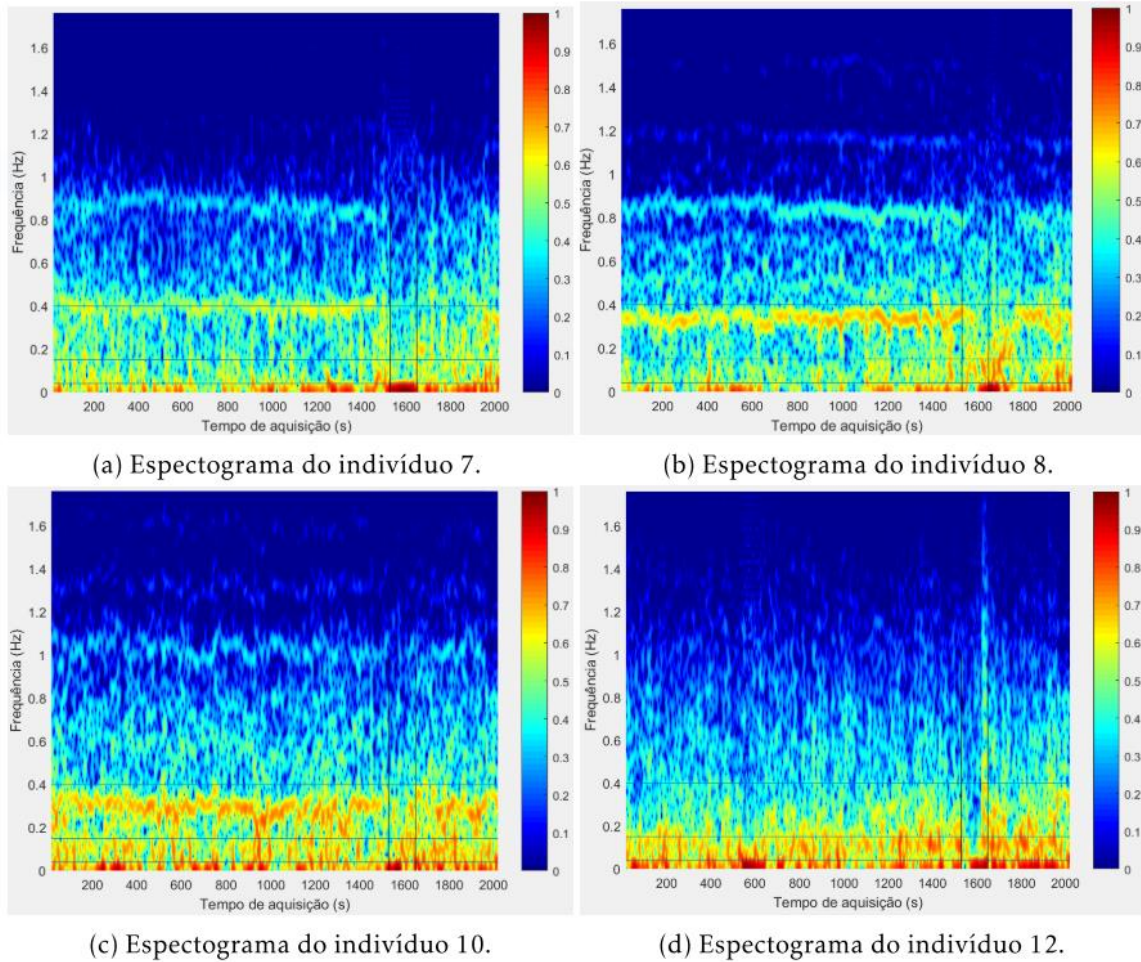


Figura 3.2 - Exemplos de alguns espectrogramas obtidos no estudo de Ana Duarte, nos quais as linhas verticais marcam as 3 fases do protocolo e as linhas horizontais as diferentes bandas de frequência, VLF, LF e HF de baixo para cima. Obtida de [7].

Ana Duarte sugere nas suas conclusões que se inicie o estudo da VFC por uma análise em tempo-frequência e de seguida uma análise-linear em frequência, de forma a adaptar as bandas de frequência VLF, LF e HF aos valores característicos do espectro de potência de cada indivíduo, como representado na Figura 3.3, [7].

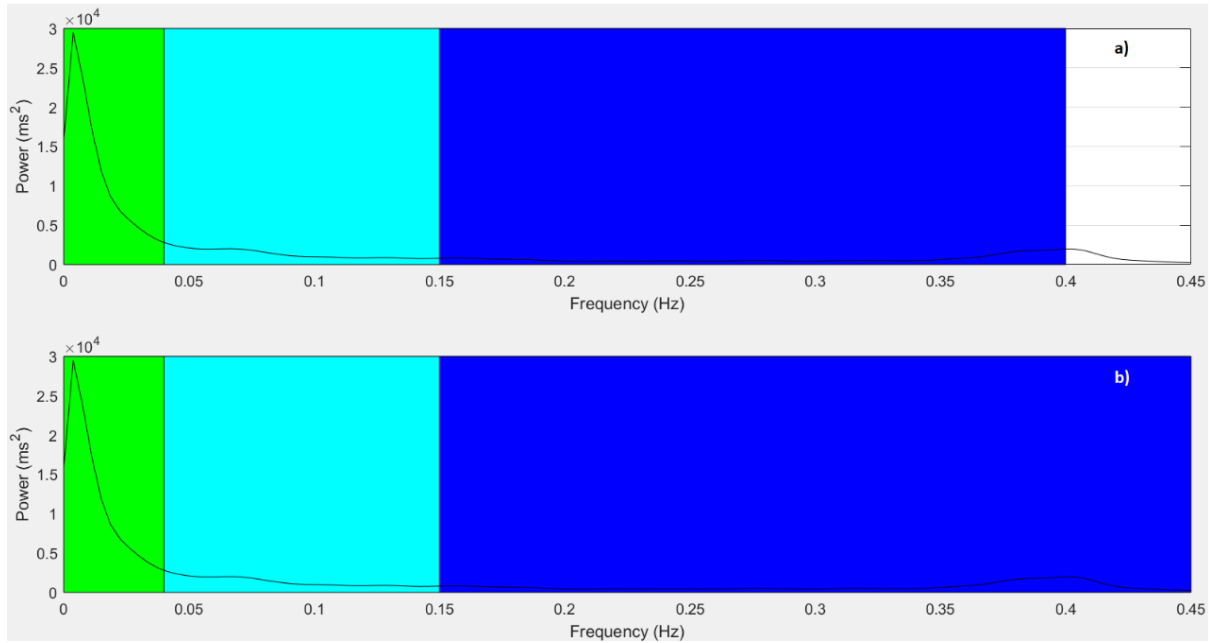


Figura 3.3 - Análise em frequência obtida em Matlab para um dos indivíduos do estudo, durante 25 minutos de repouso com base a) nas frequências tradicionais e b) com bandas de frequência propostas para este sinal específico. As bandas VLF, LF e HF são representadas pelas cores verde, azul claro e azul escuro respectivamente. Obtida de [7].

Alterações na EDA

Têm-se verificado aumentos significativos na EDA e na frequência respiratória em resposta ao CPT quando comparado com o estado basal [62].

Submeteram-se 24 jovens adultos e saudáveis ao CPT e mediu-se o nível de condutância da pele (SCL) antes, durante 2 minutos de estímulo e 4 minutos após a estimulação fria, com o objetivo de perceber a resposta desses indivíduos à dor [63]. O valor médio do SCL aumentou em 58% durante o estímulo frio, retornando a um valor próximo do valor obtido no estado basal inicial. Esses resultados podem observar-se na Figura 3.4 [63]. Concluiu-se que o SCL poderá constituir uma ferramenta para prever a intensidade da dor. De facto, a variabilidade, entre indivíduos, da atividade de condutância da pele é altamente dependente do estado emocional e da dor [63].

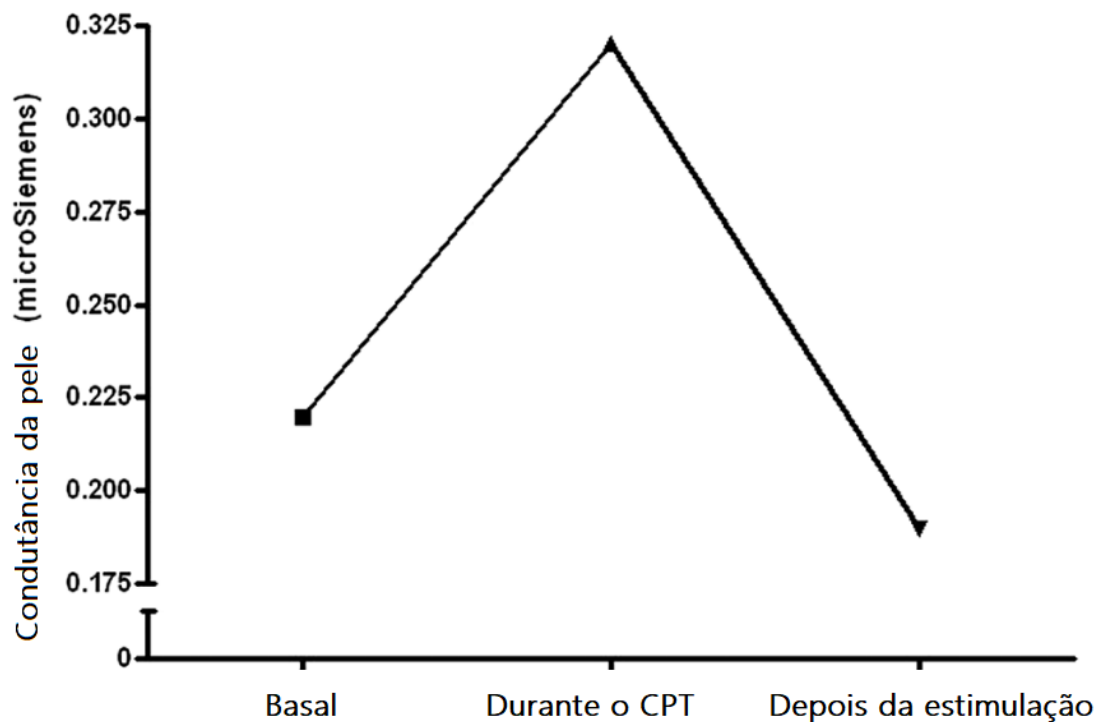


Figura 3.4 – Nível de condutância da pele, expressa em micro-Siemens: Antes, durante o CPT e 4 minutos após estímulo. Adaptada de [63]

Num outro estudo, submeteram-se 12 indivíduos saudáveis a três estímulos entre os quais o CPT e o TSCP numa nova abordagem, estudando o sinal de EDA no domínio da frequência, com o objetivo de quantificar a função simpática usando a sua densidade de potência espectral (PSD) [51]. Uma representação dos sinais de EDA e de VFC durante as fases de repouso e de estímulo encontram-se representadas na Figura 3.5.

Pretendia-se perceber se perante alguns estímulos, era invocada uma resposta do SNS, pois, conjectura-se que a sua atividade possa observar-se na banda de baixa frequência, LF.

Compararam-se os resultados da análise espectral da EDA com a potência da banda de baixa frequência para o sinal de VFC e com os índices lineares no domínio do tempo de EDA. Os resultados das medidas espectrais realizadas aos sinais de EDA e de VFC encontram-se na Tabela 3, na qual se encontram explicitadas as frequências que delimitam cada banda.

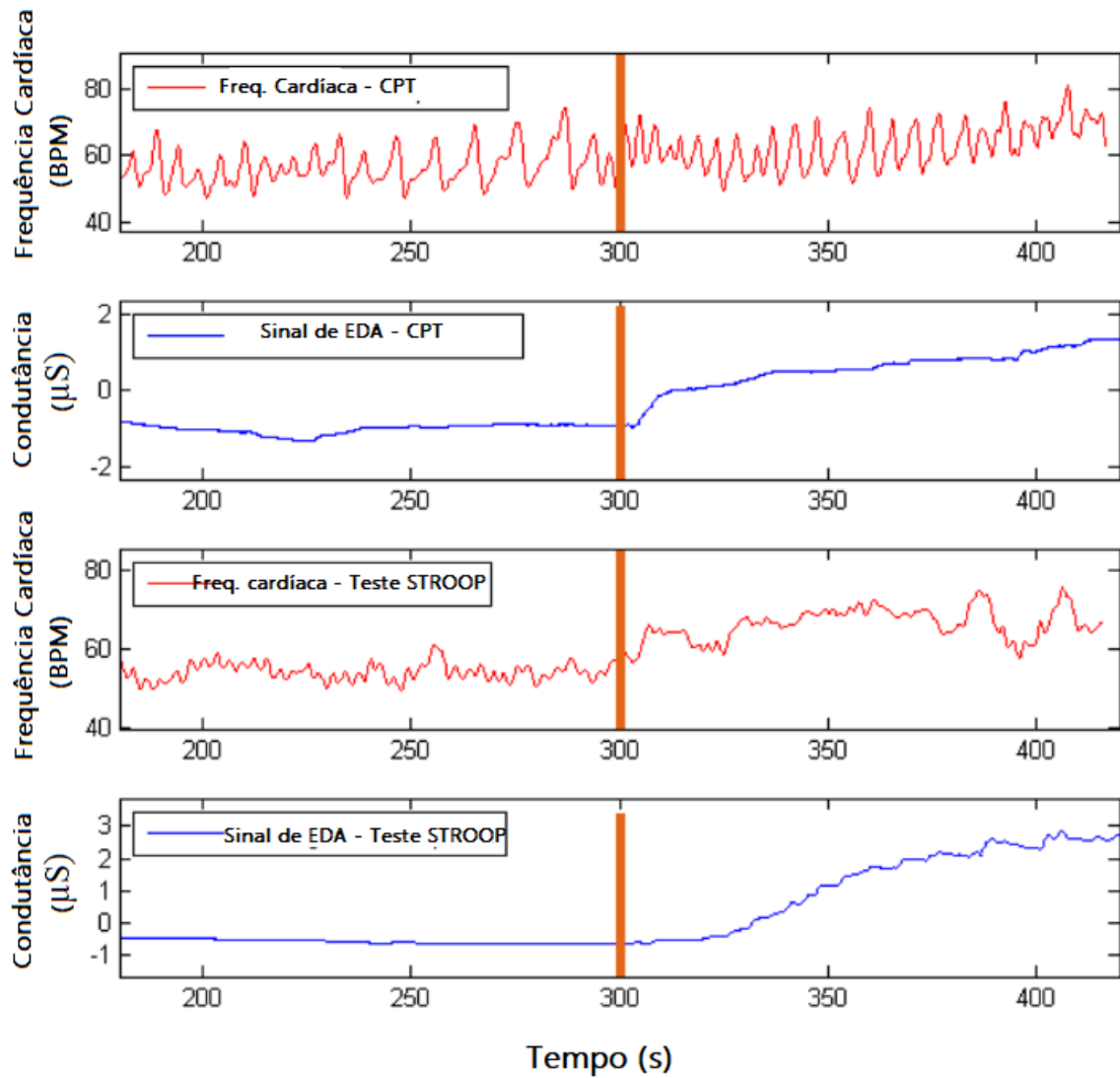


Figura 3.5 – Sinais de FC e de EDA para um dado indivíduo, mediante aplicação do CPT e do TSCT. A linha vertical laranja indica o início do estímulo. Adaptada de [51]

Descobriu-se que os aumentos nas potências espectrais do sinal de EDA se confinavam entre os 0,045 e os 0,15 Hz, valores contidos na banda de baixa frequência LF do sinal de VFC, como se pode verificar pelo exemplo da Figura 3.6. Sabe-se que esses componentes de baixa frequência são, em parte, influenciados pela dinâmica do SNS. No entanto, também se verificou um aumento da potência de 5 a 10% na gama de frequências entre os 0,15 e os 0,25 Hz em todos os estímulos.

Tabela 3 – Percentagem de energia para as diferentes bandas de frequência em sinais de VFC e de EDA.
Adaptada de [51]

	Cold pressor		Stroop test	
	Baseline (%)	Teste (%)	Baseline (%)	Teste (%)
EDA				
VLF (0–0.045 Hz)	79.2	51.2	87.3	51.6
LF (0.045–0.15 Hz)	14.6	31.7	8.07	32.9
HF1 (0.15–0.25 Hz)	3.7	10.9	2.07	10.7
HF2 (0.25–0.4 Hz)	1.35	4.44	1.44	3.77
VHF (0.4–0.5 Hz)	0.86	1.72	0.7	0.96
VFC				
VLF (0–0.045 Hz)	29.2	34.8	27.8	29.6
LF (0.045–0.15 Hz)	32.1	27	36.6	39.2
HF (0.15–0.4 Hz)	35.6	34.4	32.8	25.9
VHF (0.4–1 Hz)	2.53	2.91	2.33	4.63

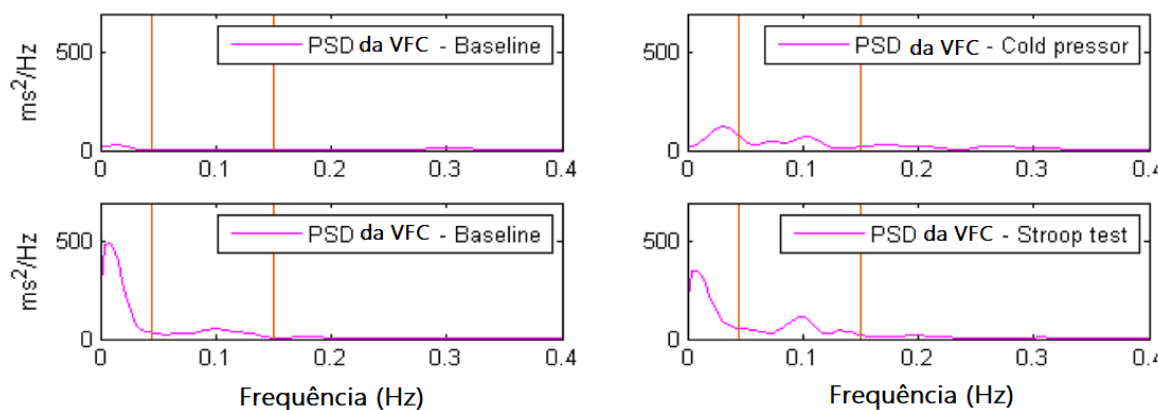


Figura 3.6 – Espectro de Potência do sinal de EDA para um dado indivíduo durante recolha em baseline (esquerda) e durante o teste (direita), para o CPT e para o TSCP. As linhas verticais laranja denotam os 0.045 e os 0.15 Hz.

Desse modo, representou-se a dinâmica da componente simpática normalizada do sinal de EDA (EDASymp) entre os 0,045 e os 0,25 Hz. Os resultados demonstraram que os índices no domínio do tempo do sinal de EDA (SCL e NS.SCRs) e o índice EDASymp aumentaram significativamente sob o stress imposto pelos estímulos. No entanto, o valor de EDASymp mostrou-se mais sensível ao CPT enquanto os índices SCL e NS.SCR reagiram mais ao TSCP. Os resultados obtidos para esses valores encontram-se detalhados na Tabela 4.

Tabela 4 – Índices da função autónoma simpática. Adaptada de [51]

	Cold pressor		Stroop task	
	Baseline	Teste	Baseline	Teste
Índices de VFC				
HRVLF (ms ²)	7.14 ± 6.396	4.77 ± 3.27	4.18 ± 3.36	6.11 ± 4.44*
HRVLFn (n.u.)	0.33 ± 0.13	0.27 ± 0.14	0.35 ± 0.13	0.39 ± 0.08
Índices no domínio do tempo de EDA				
SCL (μS)	0.77 ± 4.68	4.47 ± 7.50*	-1.28 ± 3.92	6.31 ± 4.01*
NS.SCRs (#/min)	2.67 ± 2.9	4.958 ± 4.53*	0.96 ± 1.5	9.75 ± 3.89*
Índices no domínio da frequência de EDA				
Total EDA (μS ²)	0.11 ± 0.19	0.24 ± 0.42	0.019 ± 0.036	0.46 ± 0.45*
EDASymp (μS ²)	0.028 ± 0.056	0.15 ± 0.28	0.008 ± 0.016	0.198 ± 0.25*
EDASymp _n (n.u.)	0.23 ± 0.158	0.42 ± 0.20*	0.28 ± 0.20	0.48 ± 0.18*

Concluiu-se, portanto, que a análise da PSD da EDA é uma técnica promissora para avaliação da função simpática[51].

3.2 Teste Stroop de cores e palavras e influência na VFC e na EDA

Alterações na VFC

Diversas tarefas mentais têm sido utilizadas no estudo do SNA e dos seus mecanismos. Comparativamente a condições basais, as potências HF e VLF diminuem durante a tarefa STROOP de cores e palavras, ao passo que a razão LF/HF aumenta. Depois da realização da tarefa mental, tem-se observado uma imediata reposição dos valores basais da banda de potência HF e da razão LF/HF [64][65].

De um estudo que envolveu 19 jovens saudáveis, submetidos a um protocolo que comparava medidas de VFC entre o estado basal e a realização de uma tarefa Stroop de cores e palavras, resultou uma diminuição significativa das bandas HF e VLF e um aumento da razão LF/HF durante o TSCP. Depois do TSCP os valores da banda de potência HF e da razão LF/HF recuperaram imediatamente e eram muito semelhantes ao período em estado basal antes da realização da TSCP [66]. Concluiu-se que TSCP é suficiente para desencadear uma ativação do SNA. Além disso, propôs-se que a banda VLF seria a componente da VFC responsável pela recuperação lenta e que a banda HF e a razão LF/HF seriam componentes de recuperação rápida da VFC [66].

Outros resultados revelaram que valores de FC e parâmetros correspondentes a efeitos simpáticos no coração (LFn, LF/HF) aumentaram e valores de parâmetros correspondentes à ativação parassimpática (HF_n, rMSSD, SDNN) diminuíram durante o TSCP [67].

O TSCP produz uma estimulação mental aumentada, resultado do conflito cognitivo combinado com a pressão associada ao tempo que o teste impõe [68]. Estudaram-se os padrões de resposta da FC ao TSCP num grupo de indivíduos jovens e saudáveis e compararam-se esses resultados com medições realizadas em estado basal, realizando duas sessões de recolha de dados: uma sob stress e outra de controlo. Os resultados encontram-se na Figura 3.7. Verificou-se um claro aumento da FC nos períodos de estímulo [68].

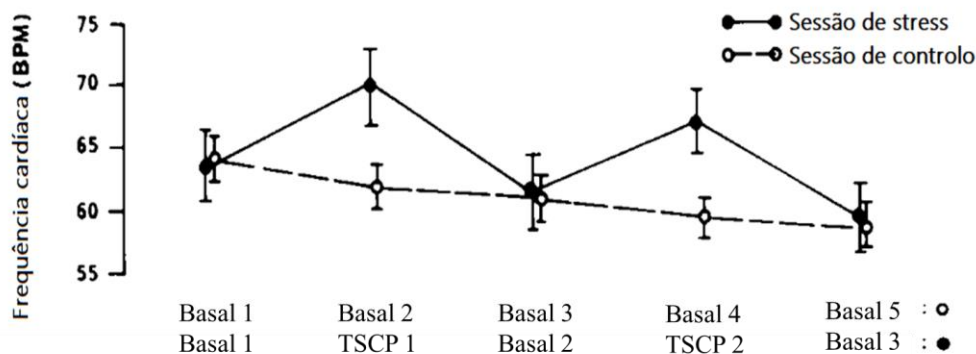


Figura 3.7 – Valores de FC, em BPM, perante sessão de stress e sessão de controlo. Adaptada de [68].

Alterações na EDA

As respostas de EDA são indicadores periféricos da ativação simpática. Existem dois tipos de respostas de EDA, as específicas, que são alterações de curta duração no sinal, associadas a estímulos externos e as inespecíficas que não se encontram associadas a qualquer estímulo exterior. Espera-se que a amplitude das respostas varie mediante a exposição da pessoa a estímulos externos discretos e o seu grau de alteração dependerá do tipo, da intensidade e da duração do estímulo e também do comportamento da pessoa antes da exposição ao mesmo [69].

Testes como o TSCP, por serem indutores de stress com nível moderado de intensidade são muitas vezes usados para a deteção de alterações no SNA. Diversos estudos levados a cabo para esse efeito são descritos na literatura [4]. Alguns resultados indicam um aumento da amplitude da SCR durante a realização do TSCP comparativamente à amplitude registada no sinal de *baseline* [6]. Por outro lado, notou-se um aumento da amplitude da SCR durante a fase de recuperação quando comparada com o sinal registado durante o TSCP. Observou-se ainda que a amplitude da SCR permaneceu significativamente alta durante a fase de recuperação relativamente ao sinal de *baseline* [6]. Concluiu-se que a SCR é suficientemente sensível para detetar alterações no ramo simpático do SNA mediante stress imposto pelo TSCP [6].

3.3 Tarefa de cálculo mental e alterações na VFC e na EDA

Alterações na VFC

A FC é influenciada por vários fatores, incluindo o SNS, o SNP e a circulação de hormonas como a epinefrina e a angiotensina. Verificou-se que tarefas aritméticas mentais produzem aumentos significativos na FC e na pressão sanguínea, tratando-se por isso de um dos estímulos indutores de stress mais utilizados em laboratório. No entanto, levantam-se algumas questões. A primeira é que o aumento da FC pode ter origem na diminuição da atividade vagal, numa ativação simpática ou numa combinação das duas. A outra questão assenta no facto de que, em muitos protocolos, a tarefa aritmética mental é realizada em voz alta, levantando a hipótese de que, a verbalização possa interferir com os padrões respiratórios, afetando efeitos hemodinâmicos [70]. Por isso, com o objetivo de perceber a resposta da FC ao teste aritmético mental e avaliar o impacto da verbalização na tarefa, realizou-se um estudo, com 10 voluntários saudáveis. O protocolo envolvia três variantes distintas da TCM [70]. Na primeira, os participantes forma subtraindo 7 unidades, a partir de 2000, verbalizando os resultados. Além disso, foi-lhes pedido que efetuassem os cálculos no mínimo tempo possível. Na segunda condição, realizou-se a mesma instrução, no entanto, em vez do resultado ser verbalizado, era introduzido no computador através de um teclado. Finalmente, a terceira consistiu numa contagem, a um ritmo definido pelo voluntário, de um em um até chegar a 50, repetidamente até se completarem os 4 minutos de recolha. Esta tarefa pretendia perceber os efeitos isolados da verbalização na FC. As três tarefas tiveram a duração de 4 minutos. Na Tabela 5 encontram-se os resultados obtidos para a FC e para as bandas de potência LF e HF durante as três tarefas distintas ao longo da recolha em estado basal, durante a tarefa e finalmente após realização da tarefa durante a recuperação [70].

Tabela 5 – Resultados obtidos para os valores de FC e para as bandas de potência LF e HF para as 3 instruções distintas, durante o período basal, a tarefa e finalmente no período de recuperação após realização da tarefa.

Adaptada de [70]

	Basal	Tarefa	Recuperação
FC(BPM)			
Contar	75.33 ± 3.76	76.90 ± 4.07	73.80 ± 3.35
Teclado	73.80 ± 2.39	81.72 ± 4.21	73.53 ± 2.02
Verbalizar	76.06 ± 3.92	82.53 ± 3.41	73.60 ± 4.17
LF (log ms ²)			
Contar	4.51 ± 0.28	4.87 ± 0.29	4.77 ± 0.17
Teclado	4.27 ± 0.19	3.95 ± 0.20	4.54 ± 0.21
Verbalizar	4.40 ± 0.31	4.72 ± 0.19	4.64 ± 0.25
HF (log ms ²)			
Contar	4.07 ± 0.33	3.94 ± 0.29	4.17 ± 0.26
Teclado	3.89 ± 0.19	3.29 ± 0.20	4.14 ± 0.15
Verbalizar	4.14 ± 0.45	4.21 ± 0.29	4.48 ± 0.47

A análise obtida na Tabela 5, aliada aos resultados apresentados na Figura 3.8 a), sugerem que ambas as tarefas aritméticas, produziram um aumento na **FC** durante a tarefa. Por outro lado, a tarefa de contagem produziu apenas um ligeiro aumento na **FC**. Apenas na tarefa aritmética em que os resultados eram introduzidos no teclado se verificou uma diminuição significativa da banda **HF** durante a tarefa, Figura 3.8 b). A Figura 3.8 c), sugere um comportamento semelhante, sendo que apenas se verificou uma diminuição significativa do valor da banda **LF** para a tarefa aritmética sem verbalização [70]. Os dados revelam que as duas tarefas aritméticas são igualmente efetivas no que toca ao aumento da **FC**. Apesar disso, a análise espectral revelou dois padrões diferentes de resposta. Na condição Teclado, os aumentos da **FC** foram acompanhados por uma redução da banda **HF**. Em contraste, a condição de Verbalização não apresentou alterações da **VFC** que acompanhem o aumento da banda **HF** [70]. A análise da **VFC** tinha como objetivo estimar o tónus autónomo no coração. Estas diferenças sugerem que os mecanismos responsáveis pelo aumento da **FC** produzidos pela tarefa aritmética nas duas alternativas são diferentes, ou então, que o ato de falar durante a realização da tarefa interfere com a possibilidade de se usar a **VFC** para avaliar esses mecanismos. Conclui-se, portanto, que a decomposição espectral da **VFC** durante o estudo de respostas a estímulos indutores de stress pode, em certas circunstâncias, fornecer informação valiosa. No entanto, o grau de interpretação que se faz dessas informações pode variar de condição para condição [70].

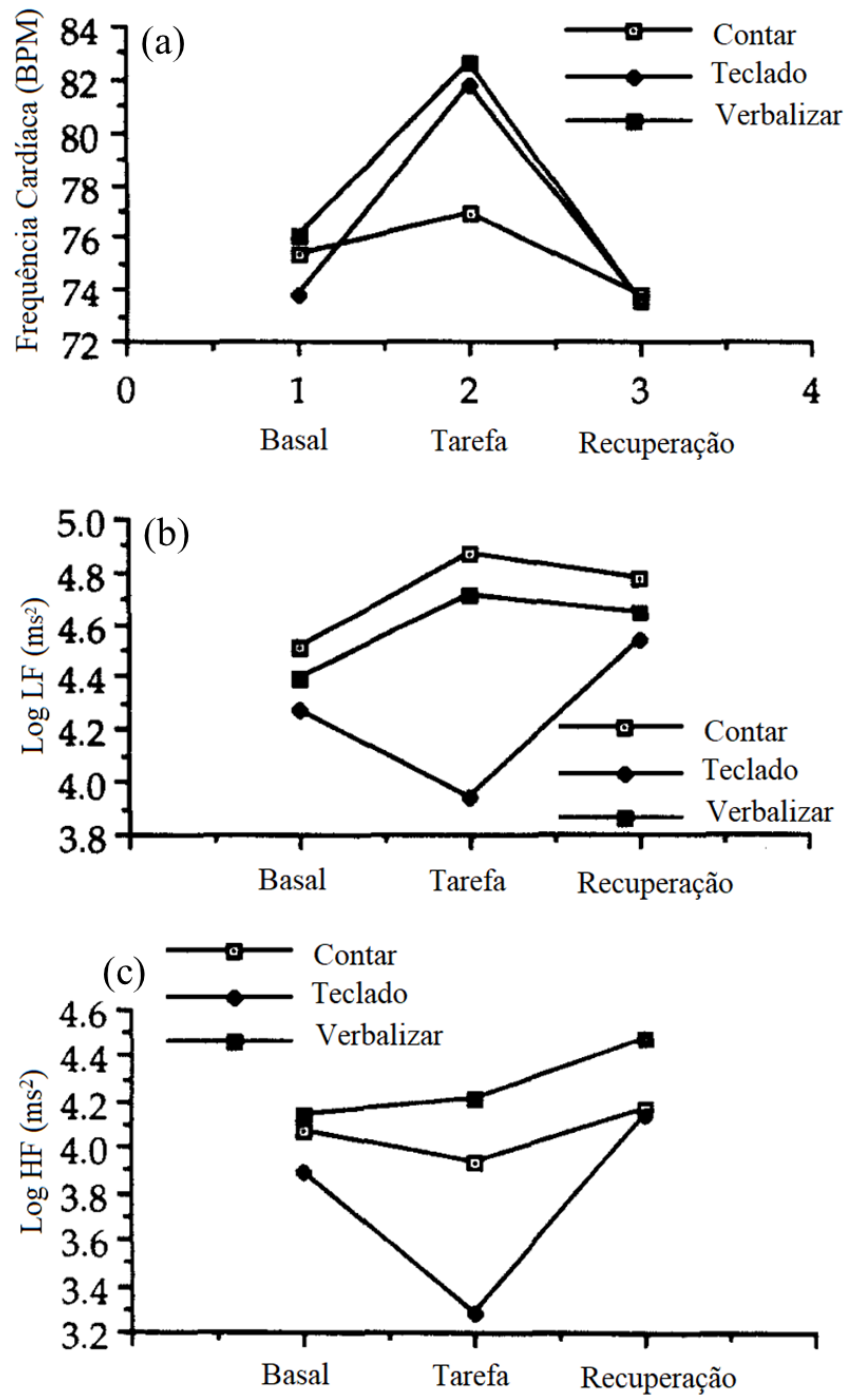


Figura 3.8 - Resultados representados graficamente para os valores de FC, log (LF) e log (HF) ao longo das três fases do protocolo para as três tarefas estudadas. Adaptada de [70].

Num estudo já referido acima, na secção 3.2, também se estudou a influência da realização de uma tarefa de cálculo mental na resposta de condutância da pele [6]. Verificou-se que a SCR aumentava significativamente durante a tarefa aritmética relativamente ao estado basal. Além disso, durante a fase de recuperação após estímulo, a SCR diminuiu significativamente quando comparada com o período de estímulo, mantendo-se no entanto, significativamente alta comparativamente ao estado basal [6]. O parâmetro de amplitude de condutância da pele, no entanto, apresentou alterações significativas quando se comparam os instantes de TSCP e a fase de tarefa de cálculo mental, como se pode verificar pela Figura 3.9. As alterações no índice SCR confirmaram a existência de excitação simpática perante stress agudo [6].

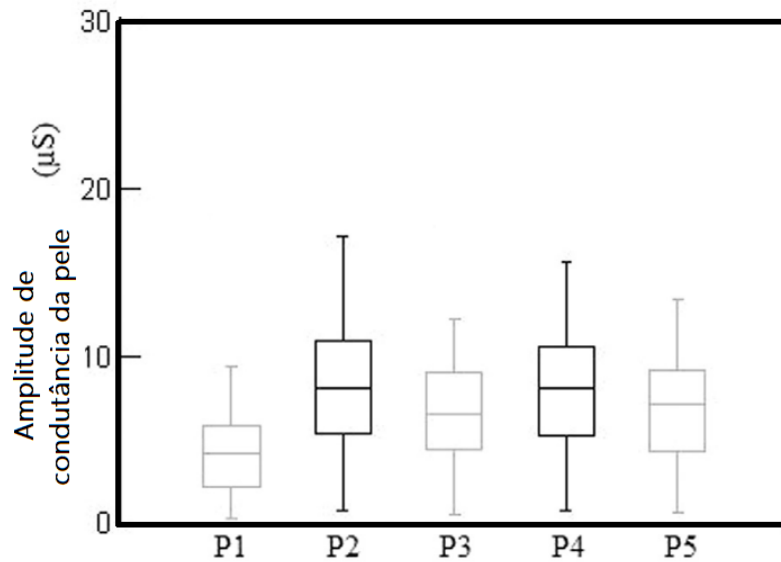


Figura 3.9 – Alterações no parâmetro de amplitude de condutância da pele durante o protocolo. P1-Período em estado basal, P2-TSCP, P3-Período de recuperação depois do TSCP, P4-Teste aritmético mental, P5-Período de recuperação após teste aritmético. Adaptada de [6]

4 Materiais e métodos

No quarto capítulo serão apresentados os materiais e metodologias utilizadas durante a execução experimental do protocolo. Além disso, serão documentados o pré-processamento e o processamento dos sinais de [ECG](#) e de [EDA](#), desenvolvidos em [@rMatlab2017a](#).

4.1 Caraterização da amostra e aquisição de dados

Este estudo realizou-se aplicando um protocolo experimental a indivíduos saudáveis, destros e voluntários com idades compreendidas entre os 19 e os 51 anos. Foram recolhidos dados de 13 sujeitos masculinos e 15 sujeitos femininos. Para uma caracterização complementar da amostra foi realizado um questionário a cada voluntário, no final da execução experimental, [Apêndice A](#). Alguns detalhes sobre a caraterização média da amostra encontram-se na Tabela 6 e uma descrição mais pormenorizada encontra-se no [Apêndice B](#), juntamente com os resultados ao questionário presente no [Apêndice A](#).

As recolhas de dados foram realizadas no laboratório 252 do Departamento de Física da FCT NOVA, entre março e maio de 2019. Cada voluntário assinou um consentimento informado, [Apêndice C](#), no qual declara que autoriza a utilização dos dados recolhidos para os fins deste estudo, sendo-lhes garantidos o anonimato e a confidencialidade dos mesmos.

Para a recolha de dados eletrocardiográficos e de atividade eletrodérmica usou-se o equipamento *Biosignals* da empresa *Plux* [71]. Utilizaram-se 3 sensores (de [ECG](#), de [EDA](#) e Acelerómetro) [72], e 5 elétrodos (Ag/AgCl) em cada voluntário, 2 para recolha de [ECG](#), 2 para recolha de [EDA](#) e 1 de referência, Figura 4.1. Uma vez que todos os voluntários são destros, efetuaram-se as medições de [EDA](#) no membro superior esquerdo de forma a deixar a mão dominante livre

para a realização do [CPT](#). Utilizou-se um acelerómetro, ligado a 3 canais, respeitantes aos eixos x, y e z, com o objetivo de marcar os instantes inicial e final da recolha. Para isso, no início e no fim da recolha experimental, movimentava-se ligeiramente o sensor, de forma a verificar-se uma alteração no sinal do acelerómetro, que, ao longo dos outros instantes se encontrava colocado imóvel em cima da mesa. Os dados foram adquiridos, em todos os canais, a uma taxa de 500 Hz e com uma resolução de 16 bit.

Tabela 6 - Dados para caracterização média da amostra.

Caraterização da Amostra	
n=28	
Sexo Feminino	15
Sexo Masculino	13
Idade	24 ± 7 anos
Peso	72 ± 14 Kg
Altura	169 ± 45 cm
Fumadores	7
Cirurgias nos últimos 2 anos	5
Medicação regular	16
Exercício Físico Regular	9

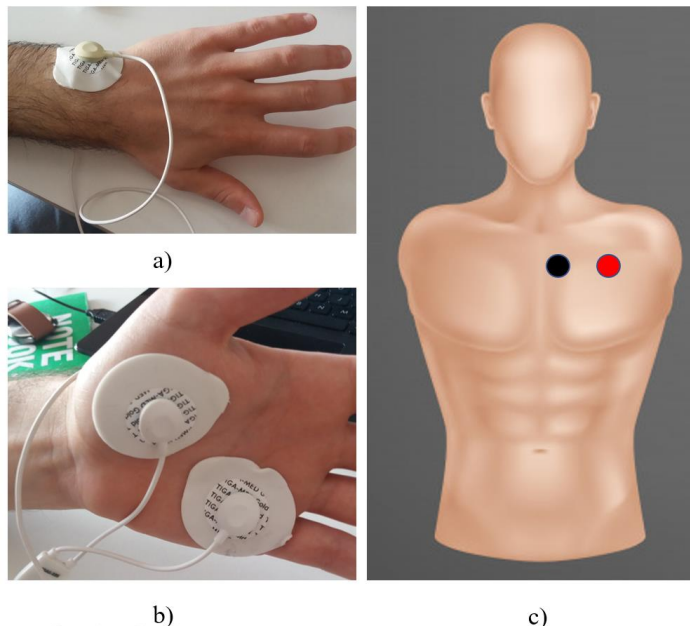


Figura 4.1 - Representação da colocação dos eléttodos. a) Eléttodo de referência, colocado no membro esquerdo. b) Eléttodos de [EDA](#) colocados na parte anterior da mão esquerda. c) Representação esquemática da colocação dos eléttodos de [ECG](#).

4.2 Protocolo experimental

O protocolo aplicado tem a duração total de 67 minutos. Os primeiros 33 minutos são semelhantes ao protocolo usado num estudo anterior a este, no qual também se aplicou o [CPT](#) a indivíduos saudáveis [7], por forma a poder comparar os dados, sob condições experimentais semelhantes. Além disso, o protocolo descrito de seguida visa incluir estímulos que induzam diferentes tipos de stress.

Durante todo o protocolo o indivíduo encontra-se sentado em frente a uma mesa a olhar para o ecrã do computador onde são apresentadas sequencialmente as várias instruções bem como as diversas fases do mesmo. Este período de cerca de 5 minutos permite que os voluntários estabilizem a [FC](#) e a [FR](#). A apresentação que foi feita aos participantes está apresentada no [Apêndice D](#).

Durante os primeiros 25 minutos o indivíduo encontra-se relaxado, tentando não pensar em nada (estado basal), enquanto olha para o ecrã completamente branco. Ao minuto 25 aparecem no ecrã as iniciais [CPT](#), dando indicação ao voluntário de que dentro de 30 segundos irá mergulhar a sua mão direita, por ser a mão dominante, em água com gelo fundente. Aos 25 minutos e 30 segundos, aparece no ecrã do computador a indicação “Coloque a mão na água”. Entre o instante 27 minutos e 30 segundos e os 28 minutos, aparecem no ecrã novamente as iniciais [CPT](#) enquanto o indivíduo retira a mão da água e a seca com uma toalha. Além de ser um dos objetivos desta dissertação aplicar um protocolo semelhante ao do estudo de Ana Duarte, o [CPT](#) é um método bastante comum em estudos que visem induzir respostas do [SNA](#).

Em seguida, volta a estar em estado basal durante 15 minutos. Os primeiros 10 minutos numa situação semelhante à do início da aquisição, os últimos 5 minutos a observar uma imagem relaxante. Dessa forma, pretendem-se incorporar no estudo diversas respostas do [SNA](#) e, neste caso, avaliar o seu desempenho numa situação de relaxamento.

Entre os 43 e os 45 minutos pede-se ao indivíduo que realize um teste de Stroop com cores e testado para a população portuguesa [73]. Introduziu-se este estímulo no protocolo pelo facto de se tratar de um teste que induz stress com nível moderado de intensidade, por produzir uma estimulação mental aumentada, devido ao conflito cognitivo e por ser muitas vezes usado para a deteção de alterações no [SNA](#). O teste possui diferentes níveis de dificuldade, sendo que à medida que os diapositivos iam passando, havia um maior número de palavras incongruentes para o voluntário identificar, no mesmo período de tempo. Tal, aliado as 5 minutos de relaxamento anteriores permite que o stress imposto ao indivíduo aumente gradualmente ao longo do teste.

Seguem-se mais 10 minutos em estado basal, observando uma outra figura relaxante. Este período pretende que os voluntários recuperem do stress imposto pelo [TSCP](#). A meio é aplicado um estímulo sonoro que consiste numa voz gravada que solicita: "Por favor, continue relaxado", a fim de avaliar as alterações induzidas por um outro estímulo, o som. De facto, o indivíduo já sabia que deveria permanecer relaxado nesse período. No entanto, pretendia-se observar a reação

perante uma outra forma de transmitir a mesma informação. Finalmente, recolhem-se mais 5 minutos de estado basal, semelhantes ao início da aquisição, garantindo que o indivíduo recuperasse completamente dos estímulos anteriores.

Entre os minutos 60 e 62 é pedido ao indivíduo que realize uma tarefa de cálculo mental que consiste em partir do número 200 e ir diminuindo sempre 3, o resultado vai sendo verbalizado pelo participante. Durante esse tempo é apresentada no ecrã a palavra “Cálculo”. Verificou-se que tarefas aritméticas mentais produzem aumentos significativos na FC e na pressão sanguínea, tratando-se por isso de um dos estímulos indutores de stress mais utilizados em laboratório [70].

O facto de os cálculos irem sendo verbalizados pode gerar respostas contaminadas pelos mecanismos responsáveis pela fala. No entanto, pensou-se que, verbalizando as respostas, o stress imposto no indivíduo seria ainda maior. Esta é uma questão que se levanta também na realização do TSCP. Os dados de um estudo realizado para estudar a interferência da fala, durante uma tarefa mental, apresentado no capítulo 3, revelam que duas tarefas aritméticas, idênticas, no entanto uma com fala e outra sem fala, são igualmente efetivas no que toca ao aumento da FC. Apesar disso, questiona-se a sua interferência nas medidas espectrais do sinal de VFC [70].

A recolha termina com mais 5 minutos de recolha de sinais em estado basal, semelhante ao início da aquisição.

4.3 Pré-Processamento

Numa primeira fase, os sinais de ECG e de EDA foram segmentados em 11 partes consoante as 11 fases do protocolo descritas na secção anterior, tendo por base a informação fornecida pelo sinal do acelerómetro. Cada uma das fases: 25 minutos em estado basal, 3 minutos de *Cold Pressor Test*, 5 minutos em estado basal, outros 5 minutos em estado basal, 5 minutos de observação de uma imagem relaxante, 2 minutos de realização do teste Stroop de cores e palavras, 5 minutos de observação de outra imagem relaxante, 5 minutos de observação da segunda imagem relaxante mas após um estímulo sonoro, 5 minutos de estado basal, 2 minutos de realização de uma tarefa de cálculo e finalmente mais 5 minutos em estado basal, realizada pela ordem descrita, será doravante denominada respetivamente por B1, CPT, B2, B3, IMG1, STROOP, IMG2, IMG2_S, B4, CÁLCULO e B5. Além disso, em todos os gráficos apresentados futuramente, cada uma das fases será representada pela cor com que está representada na Figura 4.2.

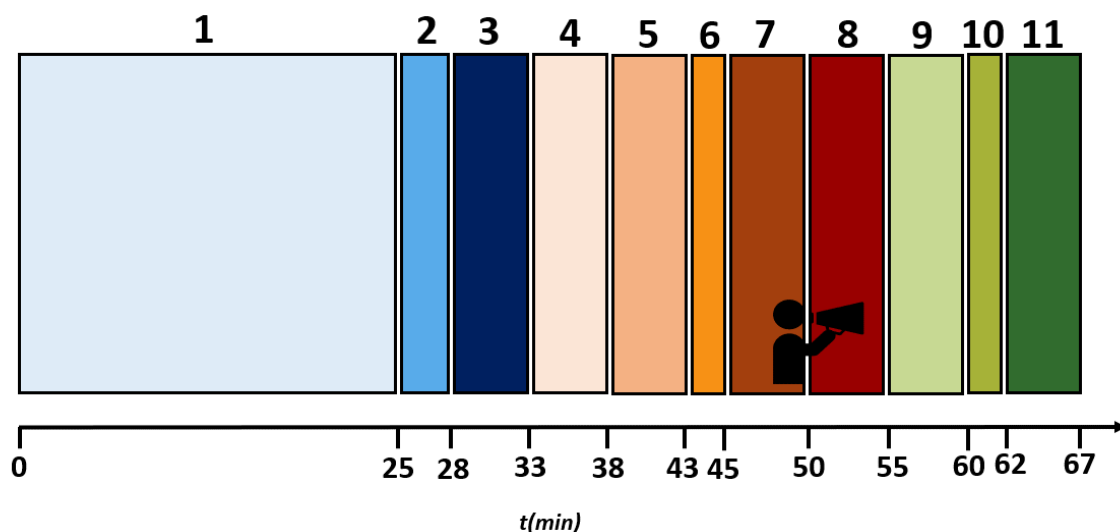


Figura 4.2 - Representação esquemática do Protocolo Experimental. 1-Recolha de sinais em estado Basal (B1), 2-Cold Pressor Test (CPT), 3-Estado Basal (B2), 4-Estado Basal (B3), 5-Observação de uma imagem com uma paisagem natural (IMG1), 6-Teste Stroop de cores e palavras (STROOP), 7-Observação de outra imagem semelhante à IMG1 (IMG2), 8-Observação da mesma IMG2 após estímulo sonoro (IMG2_S), 9-Estado Basal (B4), 10- Tarefa de cálculo mental, subtração (CÁLCULO), 11-Estado Basal (B5). O ícone a preto, nos 50 minutos, representa o instante do estímulo sonoro, antes da fase IMG2_S.

4.3.1 Sinal Eletrocardiográfico

Identificação de picos RR

A determinação do sinal de VFC a partir dos registos de ECG encontra-se representada esquematicamente na Figura 4.3. Para o cálculo do sinal de VFC, adotaram-se os seguintes passos, representados numericamente na Figura 4.3: 1) primeiramente suavizou-se o sinal de ECG, *ecgsig*, para facilitar a determinação da sua derivada; 2) Em seguida, calculou-se a derivada do sinal; 4) depois, identificaram-se picos na derivada do sinal, *ecgsig2*, usando a função do Matlab, *findpeaks()*, que procura os picos locais no vetor *ecgsig2*, sendo *t* o vetor de localização dos dados do vetor *ecgsig2*. *pks2* corresponde ao vetor com o valor dos picos, *locs* devolve o valor correspondente de *t* para cada pico detetado, *W2* representa a distância entre picos e *P2* a promi-nência do pico. Os parâmetros ‘*MinPeakHeight*’ e ‘*MinPeakDistance*’ resultam na deteção de picos maiores do que o valor mínimo de altura, *MPH* e picos separados por no mínimo *MPD*, respetivamente. 3) Para estes parâmetros, criou-se uma variável auxiliar, *aux* de forma a adaptar este parâmetro ao sinal em estudo, *ecgsig2*. Esta variável corresponde à média do valor absoluto do sinal *ecgsig2*. Assim, usou-se para o parâmetro *MPH* o valor $5 * aux$ e para o valor *MPD* um valor de 50. 5) Através da função *diff()*, que fornece como output a diferença entre pontos consecutivos, obtêm-se os intervalos RR. O argumento da função *diff* é um sinal que contém sucessivamente todos os instantes em que ocorreu um pico R. Otimizaram-se, depois, os parâmetros para cada sinal, criando duas novas variáveis auxiliares, *aux1* que determina a média das distâncias

entre os intervalos RR estimados e *aux2* que determina a média da proeminência dos picos encontrados. 6) Encontraram-se novamente os picos com os parâmetros otimizados para cada sinal. As constantes *a* e *b* foram adaptadas a cada sinal que se analisou, sendo que as duas variaram entre 0,2 e 0,6. 7) De seguida, procuraram-se os picos no sinal *ecgsig* que estão mais perto dos picos da sua derivada, *ecgsig2*, obtendo-se o vetor *Time*, que contém os instantes em que cada pico RR ocorreu. Aplicando novamente a função *Diff* ao vetor *Time*, obtém-se a sequência de intervalos RR, *IntervalosRR*.

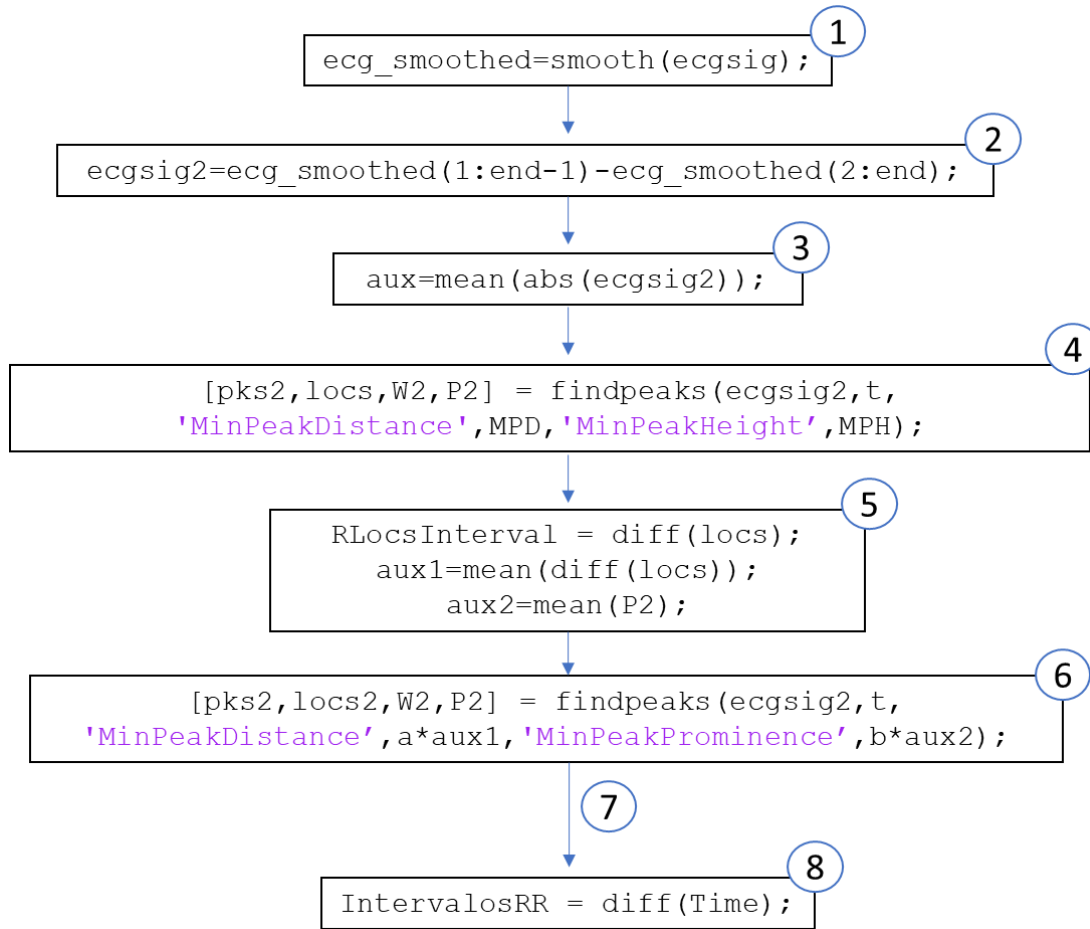


Figura 4.3 - Representação esquemática da determinação do sinal de VFC a partir dos registo de ECG.

Através da divisão de *IntervalosRR* por 60, obteve-se o sinal de VFC. Aplicou-se, ainda, o *medfilt1* ao sinal de VFC,

$$\text{Medfilt1}(\text{VFC}, N);$$

que devolve como output o resultado da aplicação de um filtro mediana de ordem *N* ao vetor *VFC*, que neste caso diz respeito ao sinal de VFC. Usou-se um filtro de ordem 10 (*N*=10). Estes procedimentos aplicados ao sinal encontram-se representados na Figura 4.4 (a), (b) e (c).

Interpolação do sinal de VFC

Para efetuar uma análise espectral do sinal este deve ser amostrado a uma taxa constante. Ora, os instantes de amostragem do sinal de VFC são os instantes de cada batimento cardíaco, que não são igualmente espaçados. Assim, criou-se um novo sinal com um período de amostragem fixo, usando uma variável de tempo cumulativo *time* através da função *cumsum()*, onde a marca de tempo de cada batimento corresponde à soma de todos os batimentos anteriores e interpolando,

$$res=interparc(length(time)*3, time, 'valnew','pchip');$$

A função *interparc()* realiza a interpolação de uma curva em duas ou mais dimensões. Para computar os pontos ao longo da curva usou-se o método '*pchip*', para uma aproximação paramétrica, por se tratar do método, de entre todos os disponíveis para esta função, que melhor se ajustava às características do sinal.

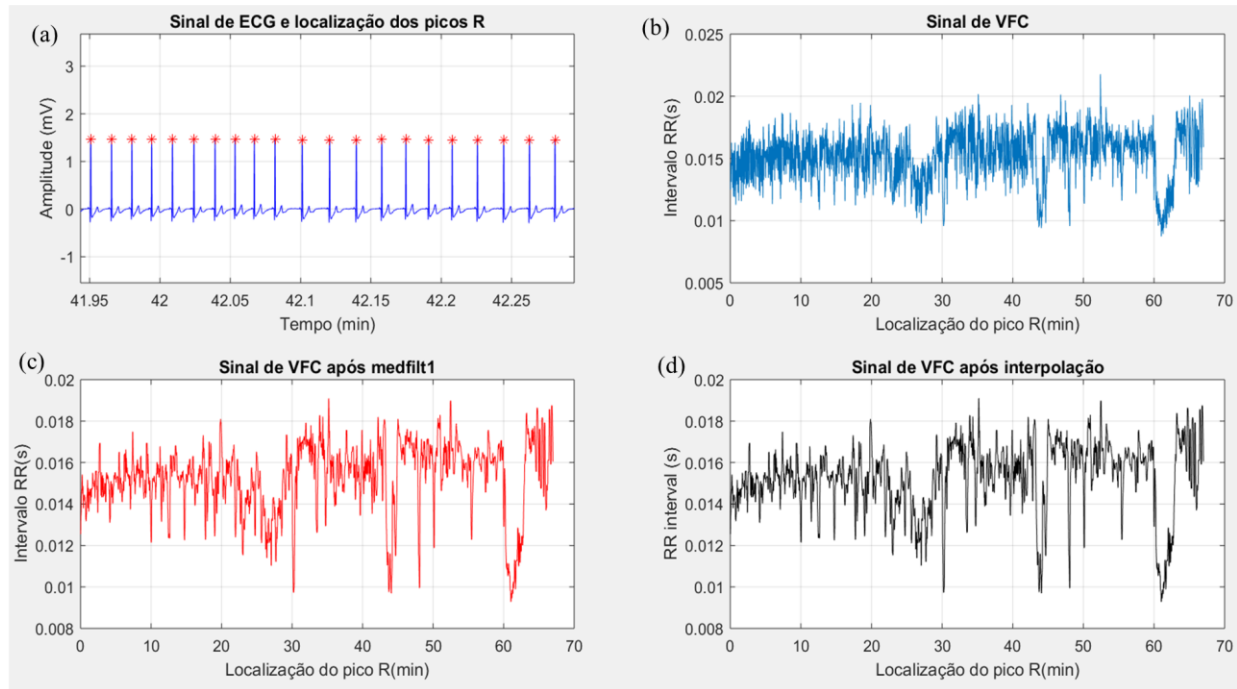


Figura 4.4 – (a) Identificação dos picos R no sinal de ECG, (b) sinal de VFC obtido, (c) sinal de VFC após aplicação do filtro mediana e (d) sinal de VFC após interpolação.

4.3.2 Sinal de Atividade Eletrodérmica

Todo o sinal de EDA estudado neste trabalho foi tratado usando a interface *Ledalab* [74][75] e, por isso, em primeiro lugar criaram-se ficheiros *.txt* compatíveis com as funcionalidades da interface, com 3 colunas, sendo a primeira os instantes de aquisição, a segunda o sinal de EDA e a terceira uma coluna de zeros com exceção dos momentos de início do estímulo, no qual se dá a indicação da existência de um evento em 4 instantes (CPT, STROOP CÁLCULO e no início da fase IMG2_S, que diz respeito ao estímulo sonoro). Depois de carregados os dados para a Interface no formato *text File (Type 1)* fez-se o *downsampling* do sinal de um fator de 50, diminuindo a frequência de 500 Hz para 10 Hz, por ser este um dos valores recomendados para a análise de sinais de EDA sem que se perca informação do mesmo, e procedeu-se a uma suavização gaussiana do sinal com uma janela de 100, valor recomendado pelo software de acordo com os sinais utilizados. Na Figura 4.5 observa-se o aspeto da interface após carregamento do sinal de EDA e respetivo pré-processamento. Depois de representados graficamente os sinais de EDA retiraram-se do estudo os sinais dos indivíduos 4, 5 e 11 por se encontrarem saturados.

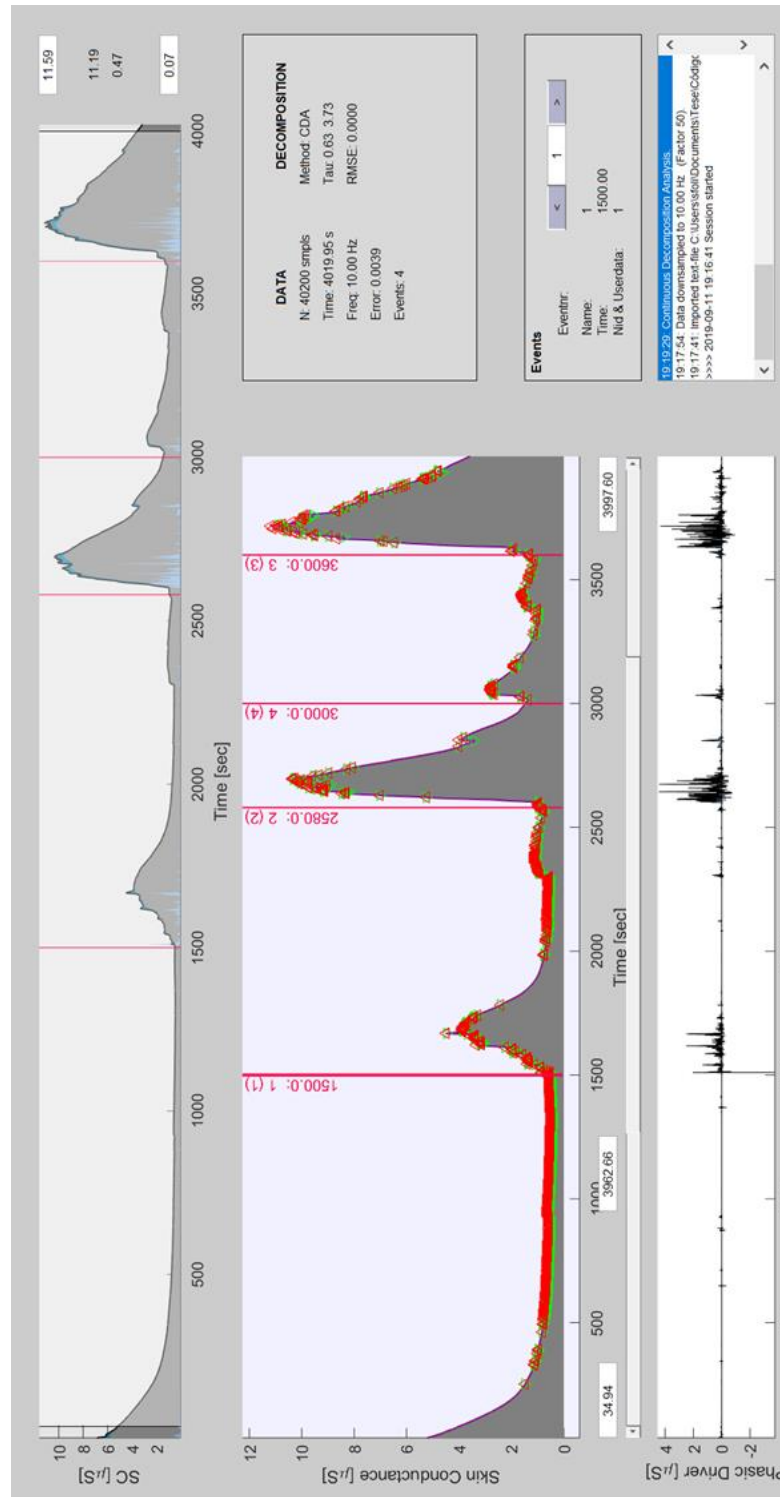


Figura 4.5 - Interface Ledalab, após carregamento do sinal de EDA do voluntário 16 no formato Text File (Type 1) e pré-processamento do sinal de EDA, sendo as linhas verticais vermelhas representantes dos instantes de início de cada um dos 3 estímulos (CPT, STROOP, estímulo sonoro e CÁLCULO).

4.4 Processamento

4.4.1 Índices da VFC no domínio do tempo e índice não linear $\alpha 1$

Os índices lineares de VFC no domínio do tempo foram obtidos utilizando a Interface HRV desenvolvida pelo Filipe Valadas [76]. Calcularam-se os índices: rMSSD (ms) e pNN50 (%), por serem os recomendados para registos de curta-duração. Também se obteve o índice não-linear $\alpha 1$, correspondendo ao coeficiente de escala resultante da DFA, através da interface HRV [76].

4.4.2 Gráfico de *Poincaré*

Para o cálculo dos índices SD1 e SD2, resultantes do ajuste de uma elipse ao gráfico de dispersão de RR_n vs RR_{n+1} , sendo RR_n o intervalo de tempo entre dois picos RR sucessivos e RR_{n+1} o tempo entre os dois picos RR sucessivos seguintes, definiram-se duas séries temporais:

$$x = \{RR_1, RR_2, \dots, RR_n\} \text{ e } y = \{RR_2, RR_3, \dots, RR_{n+1}\}$$

O índice SD1 mede o desvio padrão da projeção do Gráfico de *Poincaré* na linha perpendicular à linha de identidade e o índice SD2 define-se pelo desvio padrão da projeção do Gráfico de *Poincaré* na linha de identidade.

Os valores dos índices SD1 e SD2 obtiveram-se através das seguintes expressões [77]:

$$d1 = \frac{x - y}{\sqrt{2}}$$

$$d2 = \frac{x + y}{\sqrt{2}}$$

$$SD1 = \sqrt{\text{Var}(d1)}$$

$$SD2 = \sqrt{\text{Var}(d2)}$$

Os Gráficos de *Poincaré* foram todos apresentados, para os dois eixos, com limites mínimo de 400 milissegundos e máximo de 1400 milissegundos.

4.4.3 Análise de Frequências no sinal de VFC

Iniciou-se pelo cálculo do Espectro de Potências do sinal usando a função *pwelch()*,

$$[Pxx, F] = \text{pwelch}(X, \text{Window}, \text{Noverlap}, \text{NFFT}, Fs);$$

Que retorna o PSD estimado, Pxx , de um sinal discreto no tempo, X , usando o método periodograma de Welch médio. Pxx corresponde à distribuição de energia por unidade de frequência. Por omissão, X é dividido em secções, o mais longas possíveis, tentando aproximar-se ao máximo de 8 segmentos com sobreposição de 50%. É calculado um periodograma modificado

para cada secção usando uma janela *Hamming*. Todos os periodogramas resultantes são calculados em média para calcular a estimativa espectral final. O parâmetro *Window* é um número inteiro, sendo que o método *pwelch* divide *X* em secções de comprimento igual ao tamanho da janela e usa uma janela de *Hamming* do mesmo tamanho. *Noverlap*, deve ser um número inteiro menor do que *Window* e define o número de amostras a serem sobrepostas secção a secção. *NFFT* especifica o número de pontos da *FTT* usados para estimar o *PSD*. Para valores reais de *X*, *Pxx* tem um comprimento de $NFFT/2+1$ se *NFFT* for par e $NFFT+1/2$ se for ímpar. *Fs* corresponde à frequência de amostragem expressa em Hz. O vetor *F* corresponde ao vetor de frequências, em Hz, a que o *PSD* é estimado. Neste estudo, usaram-se os seguintes parâmetros;

$$[p_{xx},f] = pwelch(sinal, hamming(256), 128, 512*2-1, fs);$$

sendo *fs* a frequência de amostragem após interpolação do sinal, obtida através da expressão:

$$fs = 1/dt$$

Sendo *dt* o intervalo de tempo entre amostras do sinal de *VFC* interpolado.

Bandas de Frequência da Densidade Espetral do Sinal

Para o cálculo das variáveis no domínio das frequências, diferenciou-se o Espectro de Potência do sinal de *VFC* em três bandas de frequência atendendo a intervalos de frequência fixos:

- **VLF**: 0 – 0,04 Hz
- **LF**: 0,04 – 0,15 Hz
- **HF**: 0,15 – 0,4 Hz

Os valores dessas variáveis foram calculados em potência, a partir do integral do **EP** ao longo dos limites de cada banda. Para o cálculo dos valores normalizados das variáveis **LF** e **HF**, usaram-se as seguintes expressões [35]:

$$LF_{normalizado} = \frac{LF}{LF + HF}$$

$$HF_{normalizado} = \frac{HF}{LF + HF}$$

É também calculado o rácio LF/HF.

Por fim, calculou-se a densidade espectral total:

$$PSD = VLF + LF + HF$$

Proeminência do Pico da Banda de frequências HF

Como forma de perceber as alterações em frequência nos sinais de VFC nos instantes de estímulo, fases CPT, STROOP e CÁLCULO, calculou-se para as 11 fases do protocolo aquilo a que neste trabalho chamamos de Proeminência do Pico HF. Calcularam-se duas áreas, a Área1, que diz respeito à área abaixo da curva do EP do sinal de VFC entre as frequências 0.2 - 0.4 Hz, e a Área2 referente à área abaixo da curva do EP do sinal de VFC mas entre as frequências 0.15-0.45 Hz. Assim, a Proeminência do Pico HF obtêm-se calculando a razão entre a Área1 e a Área2.

Bandas de Frequência adaptadas ao Espectro de Potência

Com base na observação da curva do EP do sinal de VFC, pretendia-se calcular os três valores das bandas de frequência VLF, LF e HF, desta vez mediante intervalos adaptados aos intervalos de frequência que delimitam cada um dos picos referentes às três potências VLF, LF e HF no EP de cada sinal, como tinha sido sugerido no estudo de Ana Duarte. Esta análise foi feita manualmente, analisando os limites das gamas de frequência para cada um dos 28 sinais de VFC, consoante a localização dos seus picos. Os resultados desta análise serão apresentados no Capítulo 5.

4.4.4 Representação do sinal de VFC em Tempo-Frequência

Para analisar o conteúdo em frequência do sinal ao longo do tempo, calculou-se o espectrograma do sinal de VFC, usando a função *spectrogram()*,

$$[y,F,t,p]=\text{spectrogram}(\text{sinal}, \text{Window}, \text{NoverLap}, \text{NFFT}, fs, 'yaxis')$$

que devolve a Transformada de Fourier de curto tempo do sinal especificado pelo vetor *sinal*. Por defeito, *sinal* é dividido em 8 segmentos com 50% de sobreposição, e cada segmento é janelado com uma janela *Hamming*. O vetor *F* contém os valores de frequência em Hz, *t* diz respeito ao vetor temporal e *p* aos valores de densidade espectral de cada segmento de tamanho *Window* em que *sinal* é dividido. Usaram-se os valores: *Window*=112, indicando que o vetor *sinal* será dividido em 112 segmentos do mesmo tamanho de *Window*; *NoverLap*=100, especificando 100 amostras de sobreposição entre segmentos adjacentes; e *NFFT*=512*2-1 que indica o número de pontos de frequência usados para calcular a DFT. A determinação destes valores teve por base a qualidade das resoluções temporal e em frequência. Janelas maiores correspondem a maiores resoluções em frequência, acarretando uma diminuição da resolução temporal. Janelas pequenas resultam numa melhor resolução temporal à custa da diminuição da resolução em frequência. O valor de *fs* corresponde à frequência de amostragem depois da interpolação dos dados. Os espectrogramas do sinal foram normalizados, dividindo os valores de potência pelo valor máximo do espectro.

4.4.5 Tratamento do sinal de EDA na interface Ledalab

Após realizado o pré-processamento ao sinal de EDA descrito na secção Sinal de Atividade Eletrodérmica, fez-se a *Continuous Decomposition Analysis* (CDA), e consequente otimização dos parâmetros calculados. Na Figura 4.6 pode observar-se o resultado da análise devolvido pela interface, bem como o botão *Optimize* responsável pela otimização dos parâmetros para a CDA. Muitas vezes as respostas de EDA sobrepõem-se. A clássica análise pico a pico dessas respostas é impedida pela aparente sobreposição. É proposta uma abordagem de desconvolução, que separa os dados de condutância da pele (SC) em sinais contínuos de atividade tónica e fásica. A atividade fásica resultante mostra uma linha de base a zero, e as SRCs sobrepostas são representadas por impulsos com duração média inferior a 2 segundos. Uma integração temporal da medida contínua de atividade fásica é proposta como indicador direto da atividade simpática relacionada com um evento [74].

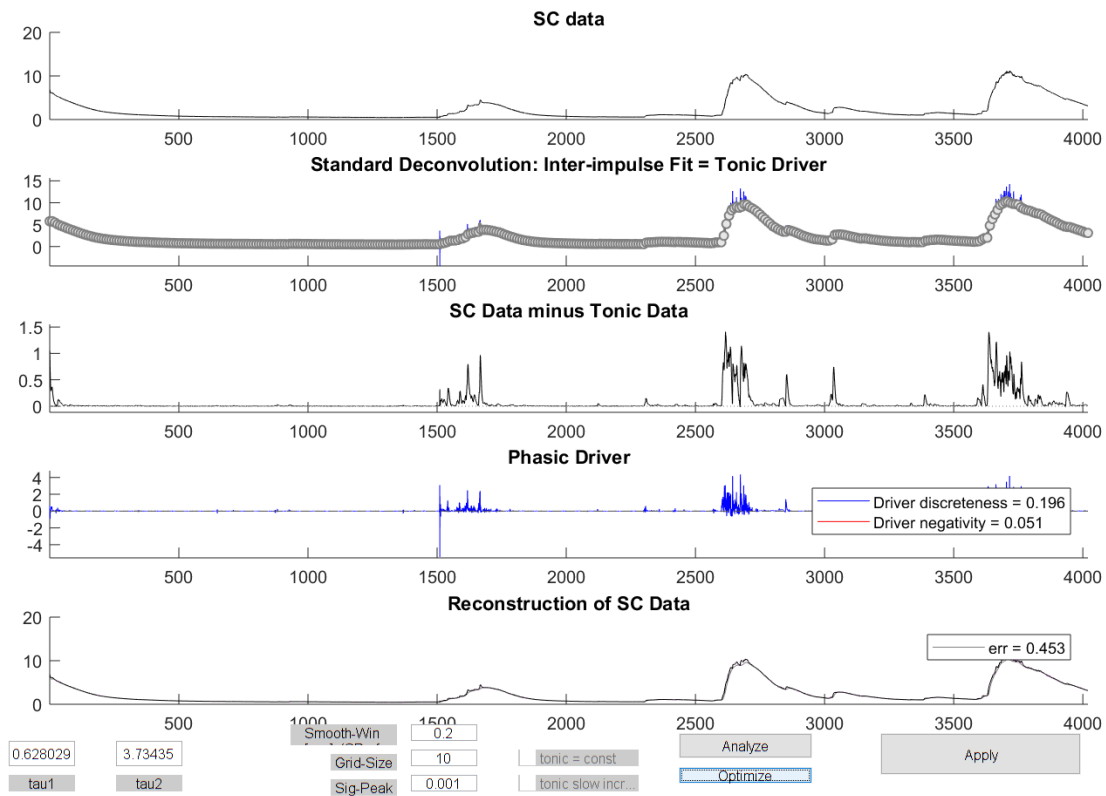


Figura 4.6 - Gráfico resultante da Continuous Decomposition Analysis, apresentando abaixo o botão Otimizar. O gráfico de cima representa o sinal de condutância da pele original (SC), o segundo gráfico representa a desconvolução dos dados de SC, usando um *inter-impulse* para estimar a parte tónica em intervalos de 10 s, representados pelos pontos circulares, o terceiro gráfico representa a componente contínua tónica, o quarto gráfico representa a subtração, ao sinal de SC da componente tónica, obtendo-se a componente fásica do sinal, e por fim, o gráfico de baixo resulta da reconstrução dos dados de SC.

Analisaram-se individualmente cada uma das 11 subdivisões do sinal, para os 25 sinais de [EDA](#). Por fim, exportaram-se os dados após realização de uma normalização z, disponível na interface, que garante que os dados dos vários sinais, referentes aos diferentes indivíduos, possam ser comparados entre si.

Esta análise feita em Ledalab foi realizada usando o *Batch-mode*, que permite o tratamento de grandes quantidades de sinais de [EDA](#) de uma só vez, correndo diretamente na linha de comandos do Matlab a seguinte instrução:

```
Ledalab ('directoria', 'open', 'text', 'downsample', 50, 'smooth', {'gauss', 100},  
'analyze', 'CDA', 'optimize', 2, 'export_scrlist', [0.01 3], 'zscale', 1, 'overview', 1);
```

Os parâmetros: *'open'* e *'text'* definem que os ficheiros a analisar estão no formato *Text file (Type1)*; *'downsample', '50'* explicitam que os dados sofrerão um *downsample* num fator de 50; *{'gauss', 100}* indica a suavização gaussiana de tamanho 100; *'analyze', 'CDA'*, define o tipo de análise, de entre as duas possíveis neste software, a realizar aos sinais, que, neste caso, é a *Continuous Decomposition Analysis*; *'optimize', 2* dá instrução para que os parâmetros da [CDA](#) sejam otimizados duas vezes; *'export_scrlist'* dá indicação para que os dados sejam exportados; *[0.01 3]* indica que os dados a serem exportados se encontrarão entre estes limites de amplitude; *'zscale', 1*, estabelece que os dados sofrerão uma normalização z; *'overview', 1* dá indicação para que os gráficos resultantes da análise sejam guardados na mesma diretoria, especificada por *'directoria'*, em que se encontram os sinais a analisar.

Para o correto funcionamento do *Batch-mode*, é necessário definir uma diretoria alvo, e alterar e adaptar todas as configurações, que são opcionais, mediante o resultado que se pretende. Na página online da interface estão especificadas todas as configurações possíveis e as respetivas opções, sendo que as que se escolheram para este estudo estão explícitas no parágrafo anterior [78].

Obtiveram-se os valores das partes tónica e fásica dos 25 sinais e calculou-se a média das amplitudes de resposta para cada uma das 11 fases para cada um dos 25 indivíduos.

5 Análise e Discussão de Resultados

No Capítulo 5 serão apresentados e analisados os resultados obtidos e será feita a discussão dos mesmos. Inicialmente faz-se uma análise da Frequência Cardíaca ao longo do protocolo experimental, depois, analisam-se os Gráficos de *Poincaré* dos vários sinais de **VFC**, separados pelos intervalos de estímulo, de seguida é feita uma análise das alterações dos índices de **VFC**, no domínio do tempo ao longo do protocolo. Depois, é feita uma descrição da adaptação dos limites das bandas **LF** e **HF** aos **EP** de cada indivíduo, estudam-se os espectrogramas dos sinais de **VFC** e analisam-se os valores das bandas **LF** e **HF** e da razão LF/HF. É ainda estudado o comportamento do índice não linear α_1 . São também analisados os componentes do sinal de **EDA** obtidos da Interface *Ledalab* através de gráficos referentes às fases tónica e fásica do sinal. Tanto os gráficos apresentados neste capítulo quanto as análises estatísticas, obtiveram-se através do software ©GraphPad Prism, versão 8.1.2.

5.1 Análise da Frequência Cardíaca

Numa primeira fase, analisou-se o comportamento global da **FC** para os 28 indivíduos ao longo das 11 fases do protocolo, como se pode observar na Figura 5.1. Verificou-se um aumento da **FC** nas fases CPT, STROOP e CÁLCULO comparativamente às respectivas fases em estado basal anteriores e posteriores. Os valores de **FC** diminuíram após as três fases de estímulo, CPT, STROOP e CÁLCULO. Comparando a fase B3 e a fase IMG1, que dizem respeito ao estado basal e à apresentação de uma imagem relaxante, respetivamente, não se notam alterações da **FC** de uma fase para a outra, o que poderá significar que esse estímulo visual não afetou a **FC**. Resultados semelhantes também se verificam para as fases IMG2, IMG2_S e B4. É também notório que, o aumento da **FC** na fase **CPT** foi muito ténue. De facto, como se documentou no Capítulo

3, têm-se obtido respostas distintas da FC ao CPT, e além disso, deve ter-se em consideração que poderá existir um certo nível de stress associado à realização do protocolo experimental, que se poderá ter traduzido num valor mais alto da FC na fase B1. Por isso, para uma análise mais aprofundada da FC, apresentam-se na Figura 5.2 os valores de FC para cada um dos 28 sinais analisados, ao longo de todo o protocolo experimental.

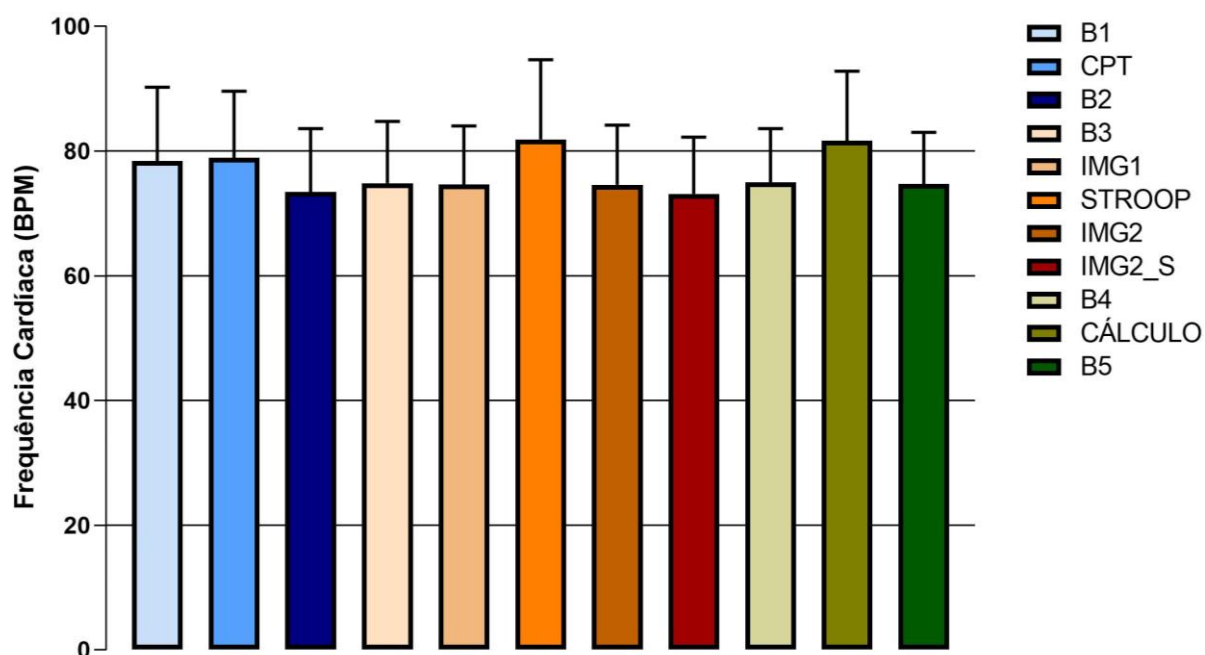


Figura 5.1 - Frequência Cardíaca, em BPM, para a média dos 28 indivíduos, com as respetivas barras de desvio padrão, ao longo das 11 fases do protocolo.

Em 7 dos 28 indivíduos, notou-se uma diminuição da FC da fase B1 para a fase CPT, em 9 dos indivíduos verificou-se um aumento da FC da fase B1 para a fase CPT e nos restantes 12, a FC manteve-se praticamente constante. No entanto, se analisássemos os valores exatos de FC para cada fase e para os 28 indivíduos, e em particular considerando aqueles casos em que as diferenças na FC são mínimas, percebia-se que em 14 deles a FC aumentava e que na outra metade a FC diminuía. No que toca à fase STROOP, verificou-se um aumento da FC relativamente às duas fases anteriores em 24 dos indivíduos, e nos restantes os valores de FC mantiveram-se muito próximos. Quanto à fase de CÁLCULO, em 22 dos indivíduos a FC aumentou da fase B4 para a fase CÁLCULO e nos outros 6 a FC diminuiu levemente. Além disso, destes 6 cuja FC diminuiu, 3 deles correspondiam aos mesmos indivíduos cuja FC diminuiu na fase STROOP. Para uma conclusão profunda sobre estes resultados seria necessária uma avaliação mais detalhada desses 3 indivíduos, no entanto, tal não se realizou por não ser esse o principal objetivo deste trabalho e também por limitações de tempo.

Um aspeto a ter em consideração nestes resultados é que a FC neste caso foi apresentada através do cálculo do valor médio da FC para cada fase do protocolo, pelo que, não se estudou por exemplo, a tendência do sinal, o que, poderia revelar resultados diferentes.

O aumento da FC pode ter origem na diminuição da atividade vagal, numa ativação simpática ou numa combinação das duas. Além disso, este aumento da FC poderá também ter origem hormonal. Assim, para uma análise mais detalhada acerca da atuação das componentes simpática e parassimpática do SNA, e tendo em conta as suas relações com determinadas gamas de frequência, analisar-se-ão adiante neste trabalho as componentes espectrais do sinal de VFC.

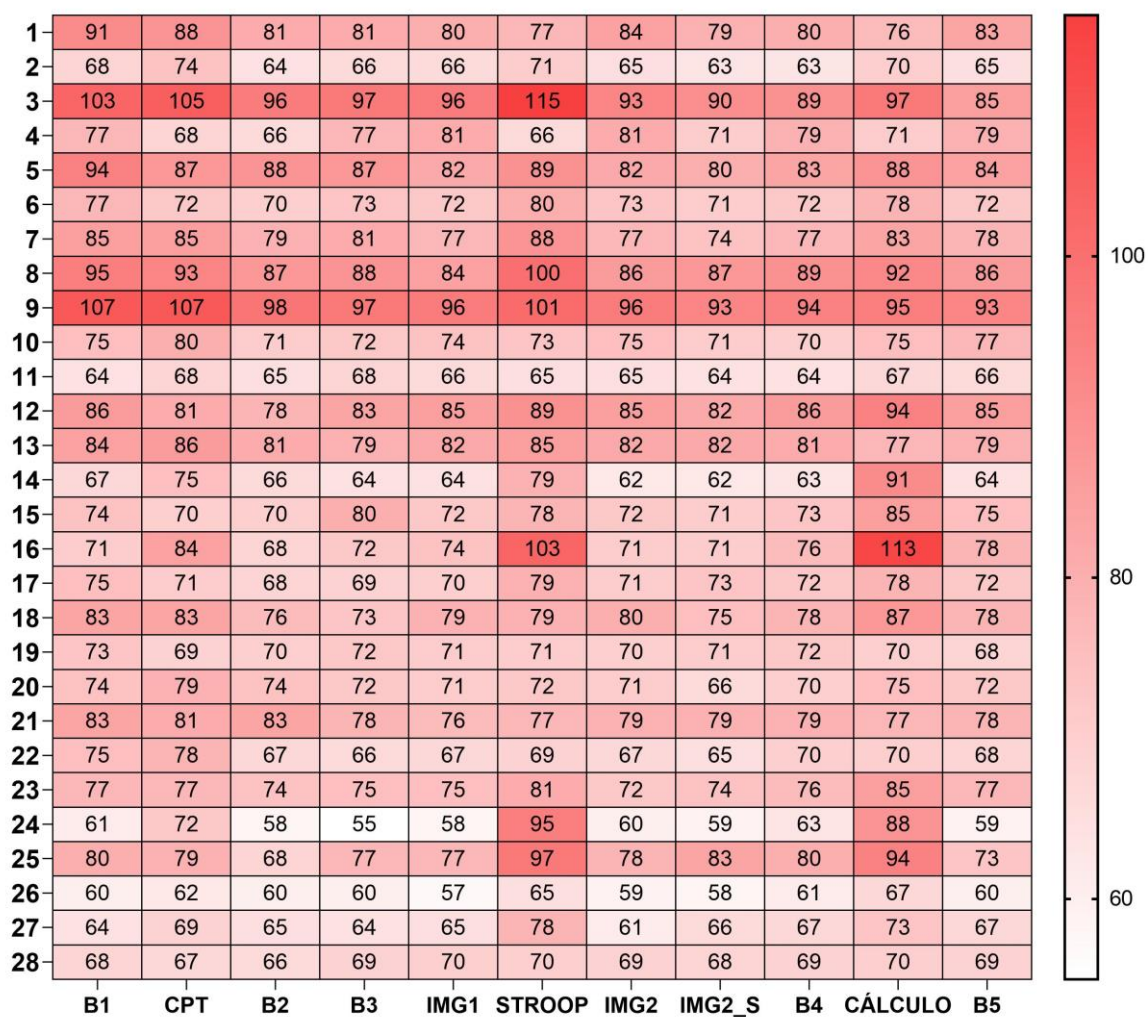


Figura 5.2 - Mapa de cor representativo da FC em BPM para os 28 indivíduos ao longo das 11 fases do protocolo experimental, sendo que a branco se encontram os valor mais baixos de FC e a vermelho os valores mais elevados.

5.2 Análise do Gráfico de Poincaré

Iniciou-se o estudo por uma análise qualitativa dos Gráficos de *Poincaré*. Para perceber de que forma os instantes de estímulo se expressam no Gráfico de *Poincaré*, representaram-se, para os 3 intervalos de tempo de estímulo, CPT, STROOP e CÁLCULO, sobrepostos no mesmo gráfico e com cores diferentes, e para o sinal todo, num gráfico à parte, os intervalos RR. Identificaram-se 3 padrões distintos no comportamento da nuvem de Poincaré, que se encontram representados graficamente na Figura 5.3, na Figura 5.4 e na Figura 5.5.

O primeiro, representado na Figura 5.3, corresponde a um padrão em forma de cometa, em que a dispersão dos pontos vai aumentando à medida que o intervalo temporal aumenta. Na literatura, este padrão é descrito como o típico para indivíduos saudáveis e neste estudo verifica-se para 19 dos 28 indivíduos estudados.

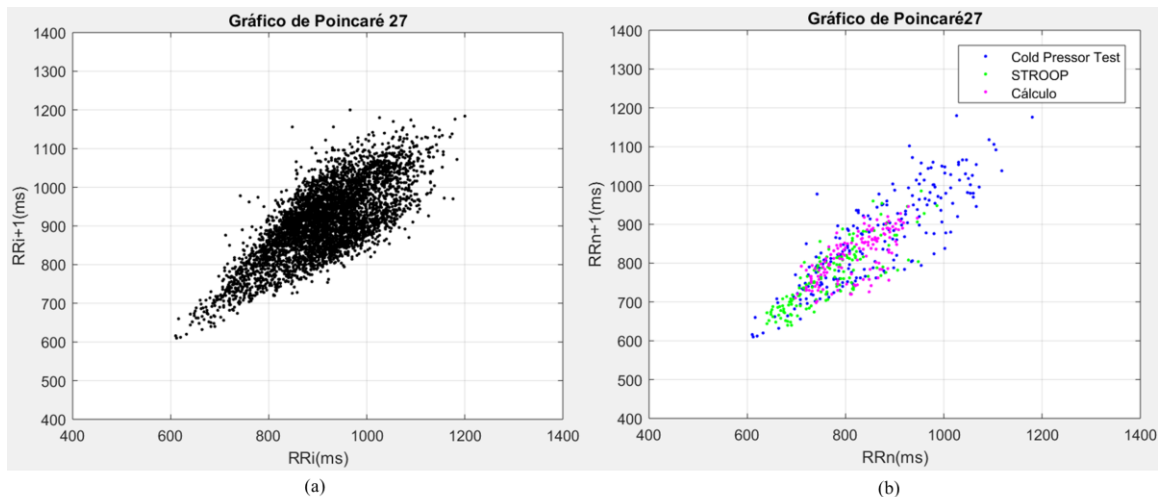


Figura 5.3 – Gráficos de *Poincaré* do indivíduo 27, para (a) todos os pontos da recolha experimental; e para (b) os intervalos de recolha em situação de estímulo, em que os pontos azuis representam o gráfico referente à fase CPT, os pontos verdes a fase STROOP e os pontos rosa a fase CÁLCULO; representativos do padrão cometa.

O segundo, representado na Figura 5.4, verificou-se em 6 dos indivíduos estudados e difere do primeiro padrão, pois neste, no lado direito da nuvem os pontos encontram-se menos dispersos. Apresenta uma forma semelhante a uma elipse.

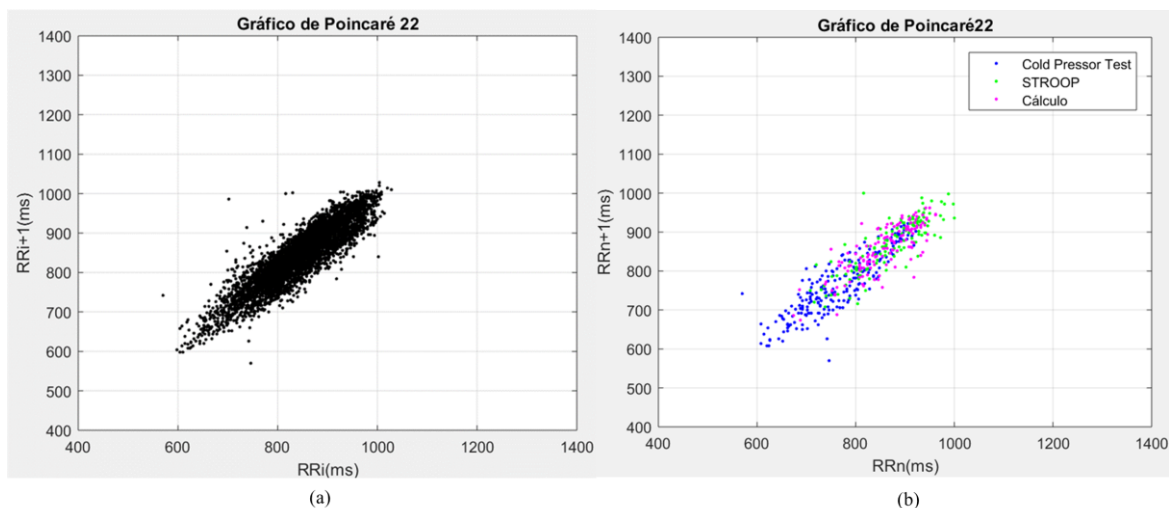


Figura 5.4 - Gráficos de *Poincaré* do indivíduo 22, para (a) todos os pontos da recolha experimental; e para (b) os intervalos de recolha em situação de estímulo, em que os pontos azuis representam o gráfico referente à fase CPT, os pontos verdes a fase STROOP e os pontos rosa a fase CÁLCULO; representativos de um padrão com uma forma aproximada à de uma elipse.

Por fim, verificou-se ainda um terceiro padrão, em 2 dos indivíduos, apresentado na Figura 5.5. Neste caso, o gráfico apresenta uma forma de torpedó, descrita na literatura como sendo um padrão típico de indivíduos não-saudáveis. No entanto, um desses indivíduos, na altura da recolha experimental referiu ter feito um [ECG](#), em ambiente clínico, recentemente e que este se tinha revelado normal. Nesse sentido, seria interessante verem-se esclarecidas duas questões. A primeira seria o porquê da realização do exame e a segunda seria, porque é que, tratando-se de um indivíduo saudável, a nuvem de *Poincaré* apresenta esta forma.

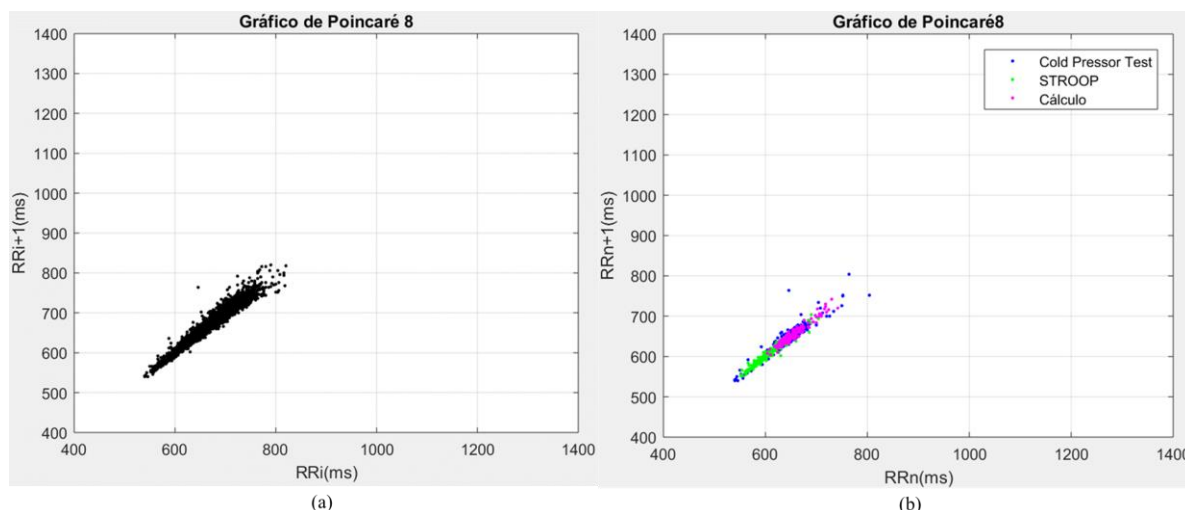


Figura 5.5 – Gráficos de *Poincaré* do indivíduo 8, para (a) todos os pontos da recolha experimental; e para (b) os intervalos de recolha em situação de estímulo, em que os pontos azuis representam o gráfico referente à fase CPT, os pontos verdes a fase STROOP e os pontos rosa a fase CÁLCULO; representativos do padrão torpeda.

Da observação dos Gráficos de *Poincaré* referentes aos intervalos de estímulo, correspondentes às fases CPT, STROOP e CÁLCULO, percebeu-se que os pontos coloridos se encontravam relativamente misturados, não se verificando grandes separações por cores. Tal significa que a resposta da VFC aos 3 estímulos foi parecida. No entanto, também se percebeu, analisando os gráficos dos 28 indivíduos, para os intervalos de estímulo, que na maior parte deles, a dispersão dos pontos azuis, representativos da fase CPT, é ligeiramente maior do que nas fases STROOP e CÁLCULO. Esta maior dispersão dos pontos azuis acontece, principalmente, ao longo do comprimento da nuvem de *Poincaré*.

Um outro reparo que se pode fazer, relativamente aos Gráficos de *Poincaré*, é que, comparando a nuvem referente ao intervalo de 67 minutos do protocolo completo, representado com pontos pretos, se percebe que a largura e o comprimento da elipse são maiores do que na nuvem correspondente aos intervalos de estímulo. Estes resultados explicam-se pelo facto de o gráfico a preto compreender todos os pontos e em particular, os pontos coloridos. Além disso, a largura da nuvem representa as variações de longa duração da VFC, que, para séries de intervalos RR maiores se tornarão mais evidentes. Quanto à largura, representando a série RR de todos os 67 minutos de protocolo, representam-se simultaneamente intervalos RR correspondentes a instantes em estado basal e durante os vários estímulos aplicados durante o protocolo experimental, o que levará a um aumento da variação de curta-duração, expressa a partir da largura da nuvem.

Numa segunda fase do estudo, calcularam-se os índices SD1 e SD2 que permitem analisar quantitativamente o Gráfico de *Poincaré*. Para a análise média destes índices, excluíram-se os indivíduos 3 e 8 pois estes apresentaram o padrão torpeda, e os seus valores seriam muito afastados da média e poderiam influenciar os resultados, principalmente no que toca ao índice SD1. De facto, estes dois índices, SD1 e SD2 são medidas de excentricidade, ou seja, dimensões de eixos

principais. Padrões diferentes do Gráfico de *Poincaré* poderão à mesma apresentar valores semelhantes para SD1 e SD2. No entanto, observando os padrões percebe-se facilmente que a largura da nuvem de Poincaré, que dará indicação sobre o valor do índice SD1, é muito inferior nos indivíduos que apresentaram o padrão torpedo. Também se excluiu o indivíduo 13 porque, apesar de apresentar o padrão cometa, continha alguns pontos afastados da nuvem, provavelmente devido a batimentos ectópicos que não foram removidos pelo pré-processamento efetuado. Os resultados obtidos para os índices SD1 e SD2 ao longo das 11 fases do protocolo encontram-se na Tabela 7.

O índice SD1 caracteriza oscilações de curta-duração, e o índice SD2 as de longa-duração. Verifica-se que, para o índice SD1, existe um aumento do seu valor nas fases de estímulo CPT, STROOP e CÁLCULO e, além disso, na fase seguinte a cada uma dessas B2, IMG2 e B5. Na fase IMG2_S que corresponde ao período após estímulo sonoro, também se verifica um aumento do índice SD1. Quanto ao índice SD2, percebe-se também um aumento do seu valor nas três fases CPT, STROOP e CÁLCULO relativamente às outras. No entanto, ao contrário do que aconteceu com o índice SD1, para os estímulos CPT e TSCP, não se verifica um valor relativamente elevado nas fases que se seguem às de estímulo.

Tabela 7 - Média dos Índices do Gráfico de *Poincaré*, SD1 e SD2 e respetivo desvio padrão, para as 11 fases do protocolo experimental.

Fase do Protocolo	SD1	SD2
B1	28 ± 13	78 ± 30
CPT	32 ± 15	88 ± 32
B2	35 ± 16	85 ± 29
B3	32 ± 13	86 ± 34
IMG1	30 ± 12	82 ± 29
STROOP	31 ± 14	97 ± 38
IMG2	32 ± 13	91 ± 30
IMG2_S	34 ± 14	90 ± 25
B4	30 ± 12	91 ± 40
CÁLCULO	31 ± 17	93 ± 30
B5	33 ± 13	99 ± 30

Apesar das considerações feitas para esta análise, é importante perceber-se se as alterações descritas são significativas pois, de facto, os desvios padrão obtidos para estes índices são relativamente elevados, resultado da variabilidade entre indivíduos. Para isso, realizou-se o teste estatístico t-Student ‘paired’, cujos resultados se apresentam na Tabela 8.

Para valores de *P value* inferiores a 0,05 considera-se que os valores de SD1 e SD2 são significativamente diferentes. O teste estatístico indicou que as alterações observadas para os índices SD1 e SD2 para as fases do protocolo indicadas na tabela não são significativas estatisticamente, à exceção do aumento dos dois índices da fase B1 para a fase CPT, e do aumento do valor do índice SD2 da fase IMG1 para a fase STROOP. Nesses casos as alterações são significativas.

Tabela 8 - Resultado do teste estatístico t-Student *paired*, indicando quão significativas são as diferenças entre as fases do protocolo especificadas.

	SD1		SD2	
	<i>P value</i>	Significativamente diferente?	<i>P value</i>	Significativamente diferente?
B1/CPT	0,011	Sim	0,0185	Sim
CPT/B2	0,2401	Não	0,4859	Não
IMG1/STROOP	0,6551	Não	0,0169	Sim
SROOP/IMG2	0,5315	Não	0,2787	Não
B4/CÁLCULO	0,6822	Não	0,804	Não
CÁLCULO/B5	0,4859	Não	0,3366	Não

Posto isto, analisaram-se os índices SD1 e SD2 separando os sinais que apresentavam um padrão em forma de cometa daqueles que apresentavam um padrão em forma de elipse. No entanto, os resultados foram semelhantes aos obtidos anteriormente. Então, analisou-se a variação desses índices indivíduo a indivíduo. Percebeu-se que na maioria dos casos, o comportamento descrito acima é semelhante ao que se verifica para cada indivíduo, no entanto, principalmente nas fases B4, CÁLCULO e B5, o comportamento dos indivíduos mostrou-se bastante dividido, não se podendo retirar conclusões acerca desses índices para estas fases.

Tendo em conta os padrões do Gráfico de *Poincaré* dos indivíduos 3, 8 e 13, excluíram-se os sinais desses indivíduos do estudo do valor médio dos vários índices que se estudarão de seguida. No entanto, estes indivíduos serão considerados no panorama geral e nas análises individuais que se efetuam a cada sinal.

5.3 Alterações da VFC no domínio do tempo

No que toca à análise da **VFC** no domínio do tempo, estudaram-se os índices **rMSSD** e **pNN50**. Elegeram-se estes índices por serem, de entre todos, os mais apropriados para a análise de registos de **ECG** de curta-duração. Além disso, deixou-se de lado o estudo do índice **SDNN** pois não se aconselha o estudo deste índice para registos com durações diferentes e neste estudo, as 11 fases em que se subdividiu o protocolo experimental possuem intervalos de tempo distintos.

Índice rMSSD

O índice **rMSSD** é um bom indicador da modulação parassimpática. Em períodos de estímulo, que resultem num aumento da **FC**, será de esperar uma diminuição deste índice comparativamente a períodos de recolha em estado basal. Na Figura 5.6 encontram-se apresentados os resultados obtidos para o índice **rMSSD**.

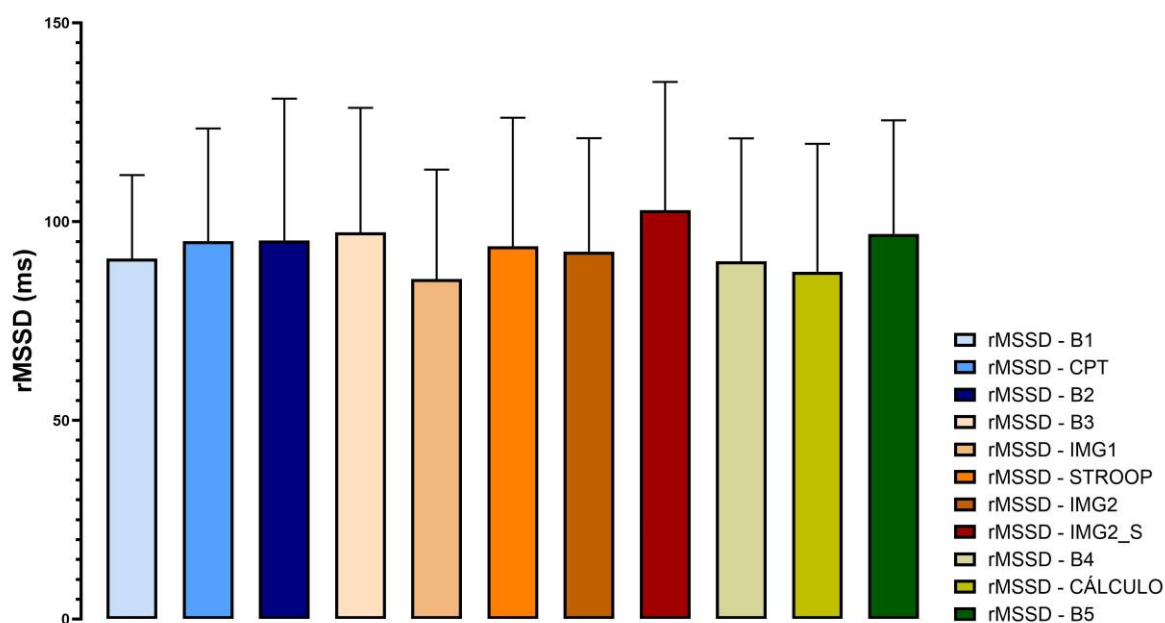


Figura 5.6 - Valor médio do índice **rMSSD** e respetivas barras de desvio padrão, para os 28 indivíduos ao longo das 11 fases do protocolo.

As considerações acerca do valor de **rMSSD** para as fases B1, CPT e B2 serão feitas adiante, após análise da Figura 5.7, na qual se apresentam os valores deste índice para cada um dos 28 indivíduos.

Da fase B3 para a fase STROOP, o índice **rMSSD** diminui ligeiramente, o que indica uma possível ativação simpática na fase STROOP comparativamente ao estado basal. Quando se compara a fase IMG1 com as fases B3 e STROOP, nota-se uma diminuição da ativação parassimpática

no momento em que os voluntários observam uma imagem relaxante na fase IMG1, o que poderá indicar que, apesar de se pretender que a imagem apresentada provocasse um efeito relaxante no indivíduo, este poderá ter tido o efeito oposto. De facto, alguns voluntários, após realização do protocolo experimental referiram que se distraíram com alguns pensamentos e outros indicaram que se sentiram sobrecarregados com os vários detalhes presentes nas imagens.

Da Fase B4 para a fase CÁLCULO, verifica-se uma ligeira diminuição do valor de **rMSSD**, indicando uma ligeira diminuição da ação parassimpática, resultando no aumento da **FC** na fase CÁLCULO, concordando com o observado na Figura 5.1, mediada pelo **SNS**. Nas fases IMG2_S e B5 o valor de **rMSSD** aumenta comparativamente com as outras fases, pois tratam-se de momentos de recuperação após estímulo, no qual o **SNP** atua no sentido de repor o valor normal de **FC**. É na fase IMG2_S, altura em que é aplicado um estímulo auditivo, que se verifica um maior valor do índice **rMSSD**, indicando que é nessa altura que o organismo apresenta maior atividade parassimpática de todo o protocolo. Não se esperava este resultado, no entanto, nesta fase, já se contavam 50 minutos de recolha experimental, tendo muitos dos voluntários demonstrado alguma sonolência e distração na fase final do protocolo.

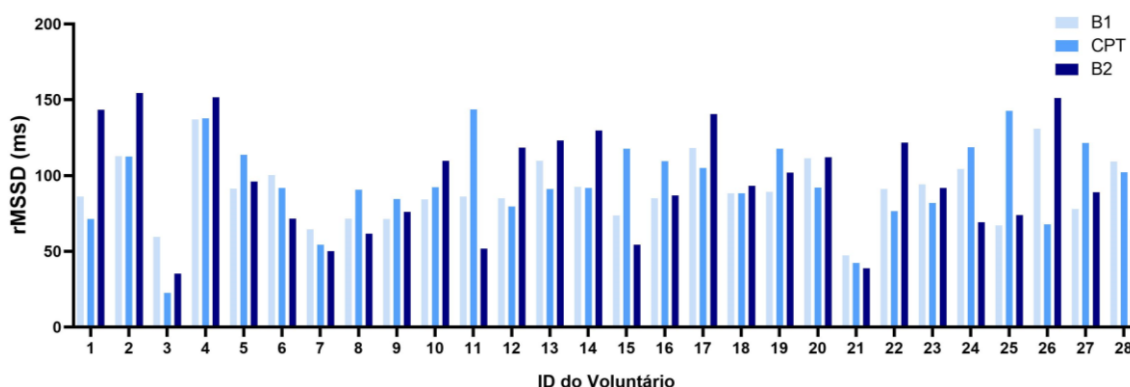


Figura 5.7 - Índice linear **rMSSD** (ms) de cada um dos 28 indivíduos, ao longo das fases B1, CPT e B2.

Analisando a Figura 5.7, na qual se encontram representados os valores do índice **rMSSD** para cada um dos indivíduos, ao longo das fases B1, CPT e B2 do protocolo, percebe-se que, dos 28 indivíduos estudados, metade apresentaram uma diminuição do índice **rMSSD** da fase B1 para a fase CPT. Tal sugere que, existe uma diminuição da atividade parassimpática durante o estímulo frio e uma atividade simpática aumentada e consequentemente, um aumento da **FC** para esses indivíduos. Confrontando estes resultados com os valores da **FC** percebeu-se que apenas 7 desses indivíduos apresentam um aumento da **FC**. Por sua vez, nalguns casos verifica-se um aumento do índice **rMSSD** na fase B2, pois, nesta fase do protocolo, o organismo encontra-se em fase de recuperação após o estímulo, notando-se um natural aumento da ativação parassimpática de forma a reestabelecer os valores de **FC**, que se encontravam elevados devido ao **CPT**. Há neste caso alguns exemplos em que na fase B2 o valor do índice **rMSSD** diminui ainda mais, o que poderá

estar relacionado com os diferentes períodos de recuperação de cada indivíduo. Os restantes 14, revelaram um comportamento contrário, aumentando o valor de **rMSSD** durante a fase CPT e posterior diminuição desse valor na fase B2. Este comportamento oposto revela uma maior ativação parassimpática nos instantes de estímulo, fase CPT, sugerindo uma diminuição do ritmo cardíaco nessa altura seguido de uma recuperação do seu valor normal na fase B2, estando a atividade parassimpática aumentada durante o período de estímulo. Ao comparar estes resultados com os valores da **FC** notou-se que em 9 destes 14 indivíduos, a **FC** diminuiu durante a fase CPT.

Por fim, e ainda acerca dos resultados obtidos para o índice **rMSSD**, é importante referir que a maior parte das conclusões efetuadas se referem a resultados indicativos de determinado comportamento do **SNA**, no entanto, algumas das alterações verificadas são pouco significativas.

Índices pNN50

O índice linear **pNN50**, é fortemente correlacionado com o **rMSSD** e diz também respeito à ativação do **SNP**. Na Figura 5.8 encontram-se os resultados obtidos para o índice **pNN50** ao longo das 11 fases do protocolo experimental. Espera-se que nas fases STROOP e CÁLCULO este índice diminua, por se acreditar que estes estímulos induzem uma estimulação simpática no indivíduo. Quanto ao estímulo **CPT**, devido aos diferentes comportamentos que se têm verificado como resposta a este estímulo, também se fará uma análise mais aprofundada deste índice nas fases B1, CPT e B2, a partir dos resultados apresentados na Figura 5.9.

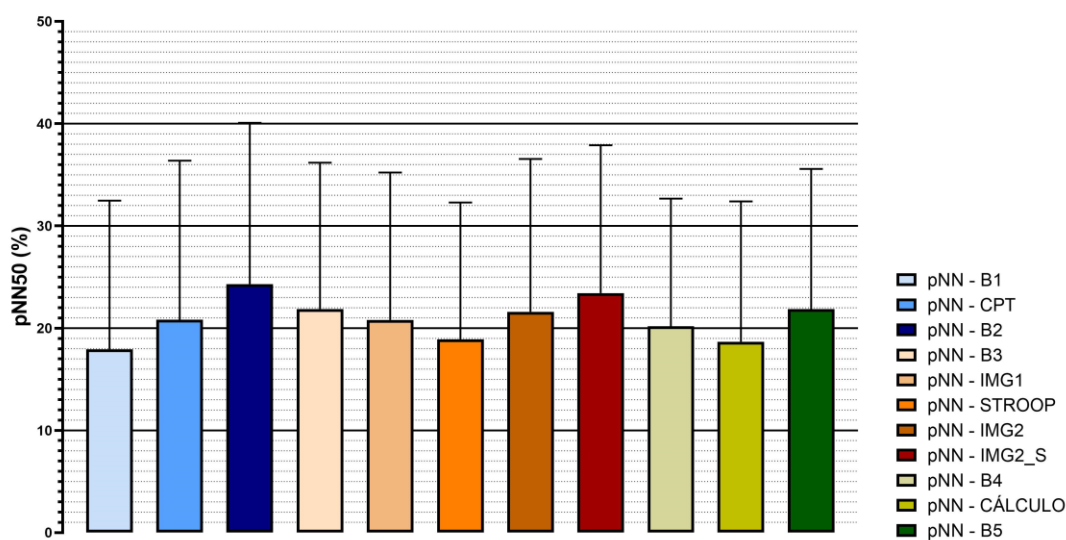


Figura 5.8 - Valores do índice **pNN50** e respetivas barras de desvio padrão, ao longo das 11 fases do protocolo.

De forma geral, observando a média para os 28 indivíduos, do índice **pNN50**, percebe-se que durante o **CPT** existe um aumento da atividade parassimpática relativamente à fase basal inicial e, além disso, após o estímulo, na fase B2, este índice continua a aumentar, revelando ainda

uma maior atividade do **SNP**. É um resultado que está de acordo com os resultados obtidos na Figura 5.9 e que se apresentarão adiante.

Quanto ao momento do estímulo STROOP, verifica-se uma diminuição do índice **pNN50** relativamente às fases adjacentes, revelando uma maior atividade simpática nessa fase. O momento de estímulo CÁLCULO apresenta um comportamento semelhante ao obtido na fase STROOP. Estes resultados, quando comparados com o comportamento da **FC**, reforçam a ideia de que, de facto, estes dois estímulos originam uma ativação simpática com consequente aumento da **FC**.

Da Figura 5.9, nota-se que em 20 dos indivíduos estudados, se verifica um aumento do índice **pNN50** da fase B1 para a fase **CPT**. Tal traduz-se numa maior ativação parassimpática durante o estímulo. Nos outros 8 indivíduos, verifica-se uma diminuição desse índice durante a fase **CPT**, o que revela uma moderação da atividade parassimpática nessa fase. Dos 20 indivíduos nos quais se verificou um aumento do índice **pNN50**, 14 apresentaram uma diminuição da **FC** na fase **CPT**. Dos 8 indivíduos cujo índice **pNN50** aumentou durante o **CPT**, 5 apresentaram um aumento da **FC**.

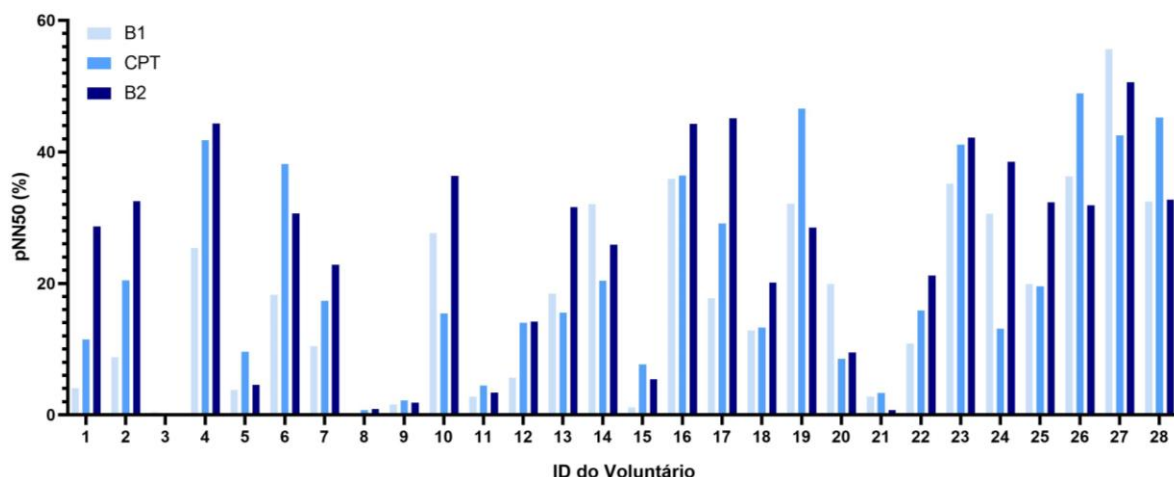


Figura 5.9 - Valor do índice **pNN50** ao longo das 3 primeiras fases do protocolo experimental, para os 28 indivíduos estudados.

Os resultados obtidos para este valor são ligeiramente diferentes dos obtidos para o índice **rMSSD**, apesar de, teoricamente, estes índices serem bastante correlacionados. As principais diferenças notam-se nas fases B2 e STROOP. Para as restantes fases, esses dois índices têm uma tendência semelhante. Calculou-se a correlação entre os dois índices para as 11 fases do protocolo, tendo-se calculado o coeficiente de correlação de Pearson. Os resultados obtidos encontram-se na Figura 5.10. Obteve-se um valor para esse coeficiente de 0,63, sendo que valores entre 0 e 1 indicam que os valores tendem a aumentar ou a diminuir em conjunto.

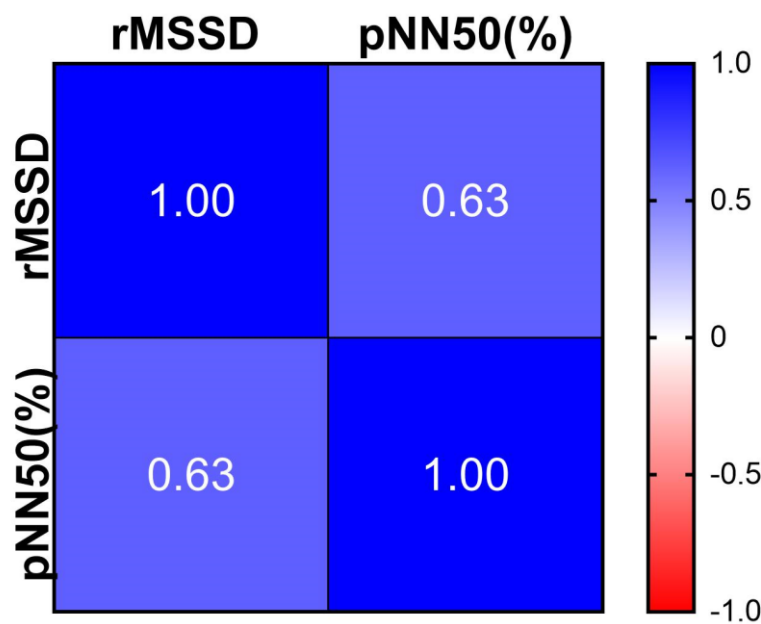


Figura 5.10 - Coeficiente de correlação de Pearson para os índices lineares **rMSSD** e **pNN50**.

5.4 Espetros de Potência e Espectrogramas do sinal de VFC

Adaptação dos limites das bandas de frequência LF e HF

Ana Duarte sugere nas suas conclusões que se inicie o estudo da **VFC** por uma análise em tempo-frequência e de seguida uma análise-linear em frequência, de forma a adaptar as bandas de frequência **VLF**, **LF** e **HF** aos valores característicos do espectro de potência de cada indivíduo.

A necessidade de se adaptarem os limites das bandas de frequência ao caso em estudo já tinha sido levantada noutros estudos. A frequência respiratória não se limita à gama de frequências entre 0,15 a 0,4 Hz. De facto, a frequência respiratória pode ter valores tão baixos quanto 0,1 Hz durante períodos de relaxamento e tão altos quanto 0,7 Hz durante situações de exercício intenso. Nessas situações, a análise das bandas de frequência padrão da **VFC** poderá induzir a observações imprecisas sobre a atividade do **SNA**. Tal assume particular relevância quando se pretende analisar alterações no balanço entre as atividades do **SNS** e do **SNP**, observadas durante situações de stress [79]. Várias abordagens têm vindo a ser sugeridas, sendo que uma delas assume que se pode estender a banda **HF**, de forma a incluir toda a faixa de potenciais frequências respiratórias durante o registo, sendo o seu limite superior limitado por metade da **FC** média. Outra abordagem sugere que se mantenha a banda **LF** padrão, e que se centre a banda **HF** na frequência respiratória, continuando esta a ter uma janela de banda de 0,25 Hz, *ibidem*.

Neste trabalho, o estudo dos EP do sinal de VFC efetuou-se de forma manual, observando os gráficos e adaptando os limites das bandas consoante a análise visual. Assim, de seguida apresentar-se-á o estudo efetuado aos EP do sinal de VFC.

Inicialmente calcularam-se os espectros de potência para os 25 minutos iniciais (estado basal), correspondentes à fase B1 para os 28 indivíduos. Não se observaram alterações em nenhum dos Espectros de Potência, relativamente aos limites para as bandas VLF, LF e HF estabelecidos na literatura, como se sugeria no estudo de Ana Duarte [7]. Este resultado faz sentido pois, em estado basal, a FC e a FR encontram-se nos seus valores normais.

Depois, geraram-se os EP de cada indivíduo para os 67 minutos de recolha experimental, para se perceber se para cada um deles, os limites das bandas de frequência VLF, LF e HF poderiam sofrer alterações relativamente aos valores padrão documentados na bibliografia.

Em 23 dos sinais estudados, obteve-se comportamento típico do EP, verificando-se que os limites das bandas VLF, LF e HF se mantêm de acordo com os valores padrão pré-estabelecidos. Um exemplo desse comportamento está apresentado na Figura 5.11.

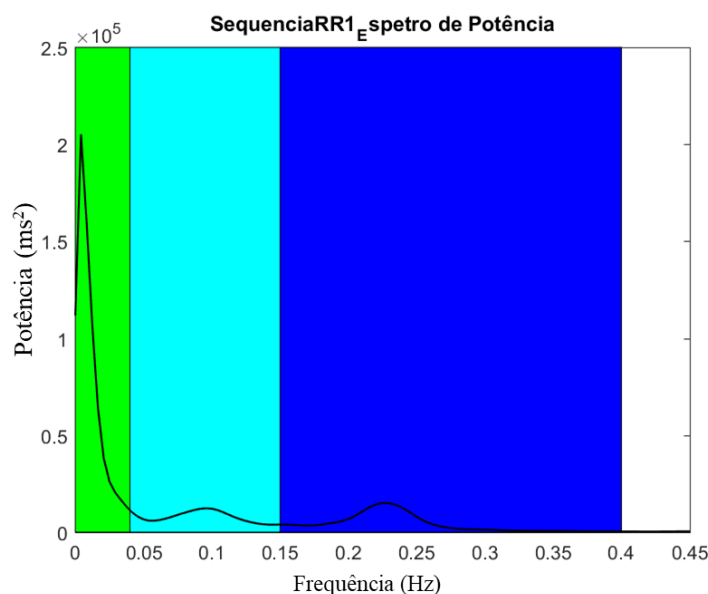


Figura 5.11 - Espectro de Potência do sinal de VFC, correspondente ao indivíduo 1.

Na Figura 5.12 apresentam-se os EP para os restantes 5 sinais, com os limites das respetivas bandas de frequência adaptados. Alterou-se o limite superior da banda LF desses sinais, de acordo com a curva inserida nessa gama de frequências e estendeu-se o limite superior da banda HF de forma a manter-se um intervalo de 0,25 Hz para essa banda.

Os valores dos limites das bandas LF e HF adaptados encontram-se representados na Tabela 9.

Tabela 9 - Valores adaptados dos limites das bandas de potência LF e HF para os indivíduos 4, 13, 18, 19 e 23.

Indivíduo	Valos adaptados para a banda LF (Hz)	Valores adaptados para a banda HF (Hz)
4	0,04 - 0,17	0,17 – 0,42
13	0,04 – 0,2	0,2 – 0,45
18	0,04 – 0,23	0,23 – 0,48
19	0,04 – 0,16	0,16 – 0,41
23	0,04 – 0,24	0,24 – 0,49

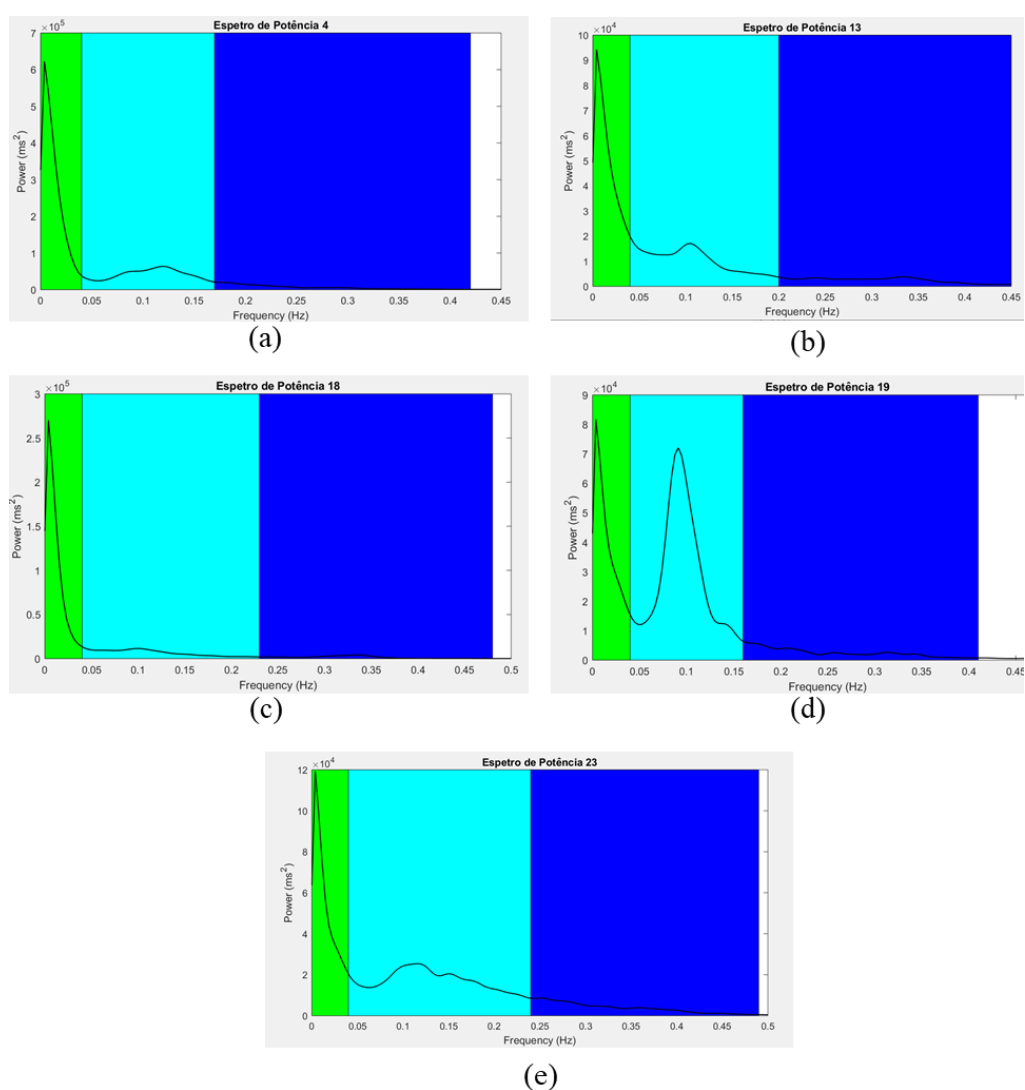


Figura 5.12 - Especros de Potência, com os limites das bandas LF e HF adaptadas. (a) EP do indivíduo 4; (b) EP do indivíduo 13; (c) EP do indivíduo 18 ; (d) EP do indivíduo 19 ; (e) EP do indivíduo 23.

Estudo dos Espectrogramas do Sinal de VFC

Para a construção dos espectrogramas do sinal de **VFC** ao longo do protocolo experimental, dividiu-se o sinal em três partes, em torno das fases CPT, STROOP e CÁLCULO, a fim de se perceber as suas alterações antes, durante e após os vários estímulos. Na Figura 5.13 encontram-se alguns exemplos de espectrogramas do sinal de **VFC** para os primeiros 33 minutos de protocolo experimental, correspondentes às fases B1, CPT e B2. Na Figura 5.16 estão representados exemplos de espectrogramas correspondentes aos instantes entre os 33 e os 60 minutos, correspondentes às fases B3, IMG1, STROOP, IMG2, IMG2_S e B4. Por fim, na Figura 5.17 apresentam-se alguns exemplos de espectrogramas do sinal de **VFC** para os instantes entre os minutos 55 e 67 do protocolo experimental, correspondentes às fases B4, CÁLCULO e B5. Cada espectrograma possui linhas horizontais que delimitam as bandas de frequência do **EP**, **VLF**, **LF** e **HF**, definidas segundo os limites, ajustados anteriormente, dessas bandas, e linhas verticais que delimitam os instantes de estímulo CPT, STROOP e CÁLCULO.

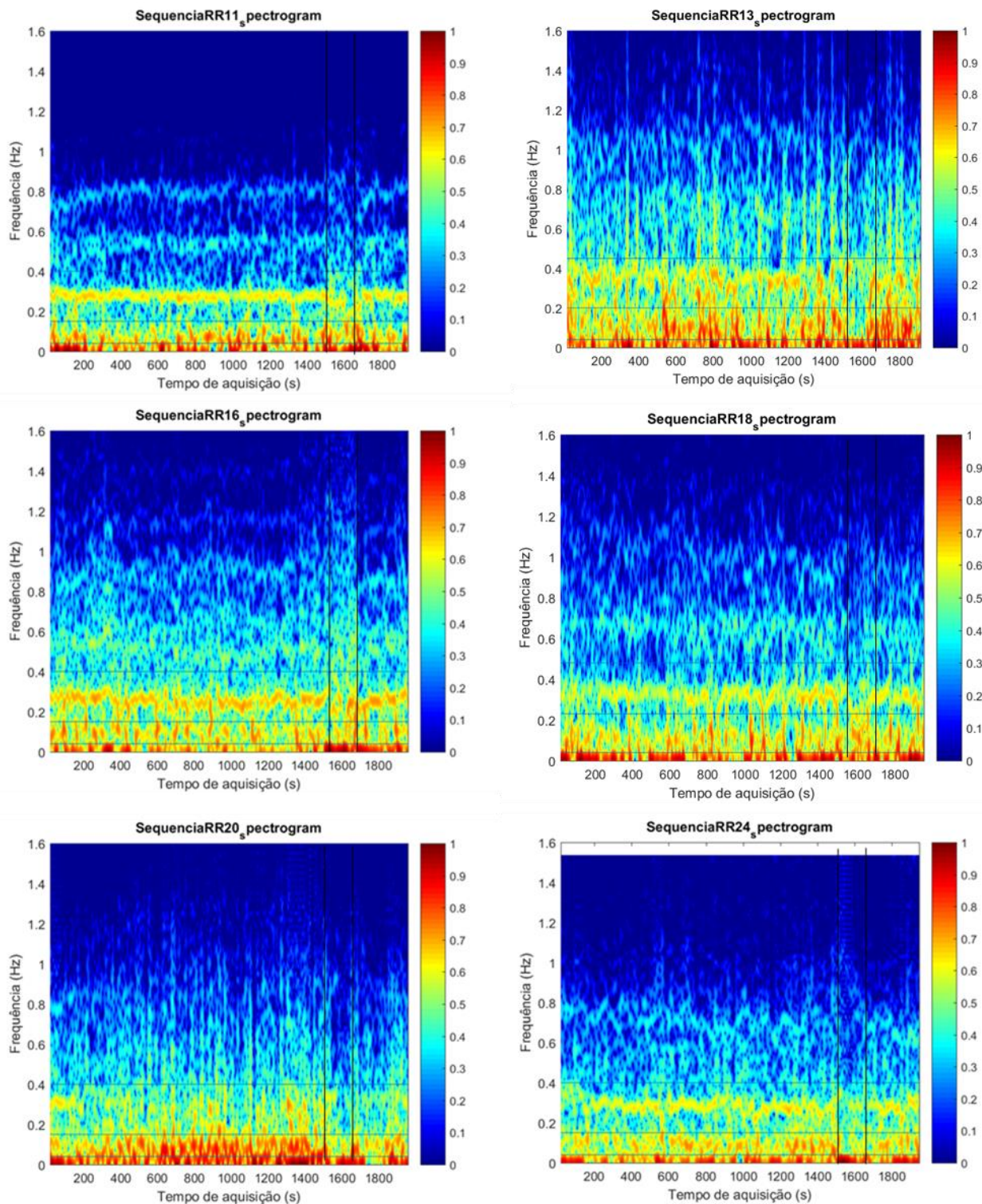


Figura 5.13 - Exemplo de espectrogramas de alguns sinais de VFC. As linhas horizontais dividem o espectro nas três bandas de potência, VLF, LF e HF e as linhas verticais representam a divisão entre as fases do protocolo: B1, CPT e B2.

Dos 28 espectrogramas do sinal de **VFC** obtidos para as três primeiras fases do protocolo, 19 apresentaram um comportamento idêntico aos exemplos da Figura 5.13. Nestes casos, nota-se uma banda de frequência bem marcada antes do estímulo, entre os 0,15 e os 0,4 Hz, que desaparece ou que diminui a sua intensidade perante o período de estímulo **CPT**. Depois do estímulo, essa banda de frequência bem marcada reaparece. Compararam-se estes resultados com a **FC** durante as mesmas fases do protocolo e percebeu-se que, 13 dos 19 indivíduos com este comportamento apresentaram um aumento da **FC** durante o período CPT, comparativamente às outras fases e 6 apresentaram uma diminuição da **FC** durante o **CPT**.

Em 4 dos 28 sinais, observou-se um comportamento diferente, notando-se igualmente uma banda de frequência bem marcada entre os 0,15 e 0,4 Hz, para a fase B1, e uma intensificação dessa banda durante a fase CPT, com uma posterior diminuição da sua intensidade na fase B2. Para estes 4 sinais verificou-se uma diminuição da **FC** durante a fase CPT comparativamente às fases B1 e B2. Um exemplo desse comportamento encontra-se representado na Figura 5.14.

Por fim, nos restantes 5 espectrogramas, não se verificaram alterações significativas, e em particular, na gama de frequências entre 0,15 e 0,4 Hz.

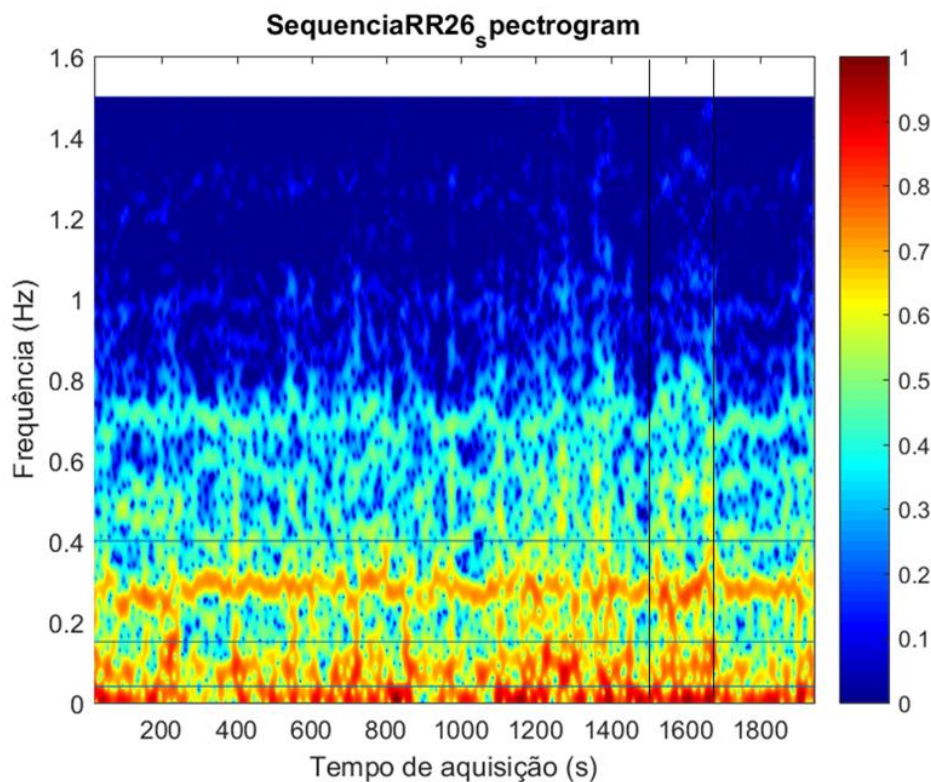


Figura 5.14 – Exemplo de espectrograma do sinal de **VFC** nas fases B1, CPT e B2 do indivíduo 26. As barras verticais separam as três fases: B1, CPT e B2. As barras horizontais dizem respeito à separação nas bandas **VLF**, **LF** e **HF**.

Analisando os espectrogramas correspondentes às fases B3, IMG1, STROOP, IMG2, IMG2_S e B4, observou-se que 23 dos espectrogramas apresentavam um comportamento idêntico ao dos exemplos apresentados na Figura 5.16. Nesses, nota-se também uma banda de frequências bem definida que desaparece durante a fase STROOP e que reaparece nas fases seguintes. Face ao TSCP, a resposta da FC aumentou em quase todos os casos durante o estímulo, por isso, não se conseguiu fazer considerações quanto aos comportamentos da FC quando comparados com os espectrogramas. De facto, os poucos casos em que a FC diminuiu durante o TSCP não correspondem aos restantes 5 espectrogramas, que apresentaram um comportamento diferente do descrito. Nesses 5 espectrogramas restantes, não se observam alterações significativas durante a fase de estímulo.

Por último, estudando os espectrogramas correspondentes às fases B4, CÁLCULO e B5, percebeu-se que em 18 deles se notava claramente um comportamento idêntico ao descrito anteriormente, uma supressão de uma banda de frequência bem definida durante a fase de estímulo, neste caso, a TCM que reaparece na fase seguinte, como se pode observar pelos exemplos da Figura 5.17. Nos restantes, não se verificam grandes alterações no espectrograma durante a fase de estímulo e, nestes casos, os valores de FC diminuíram durante a fase de CÁLCULO, comparativamente às fases B4 e B5. Um exemplo desses casos encontra-se representado na Figura 5.15.

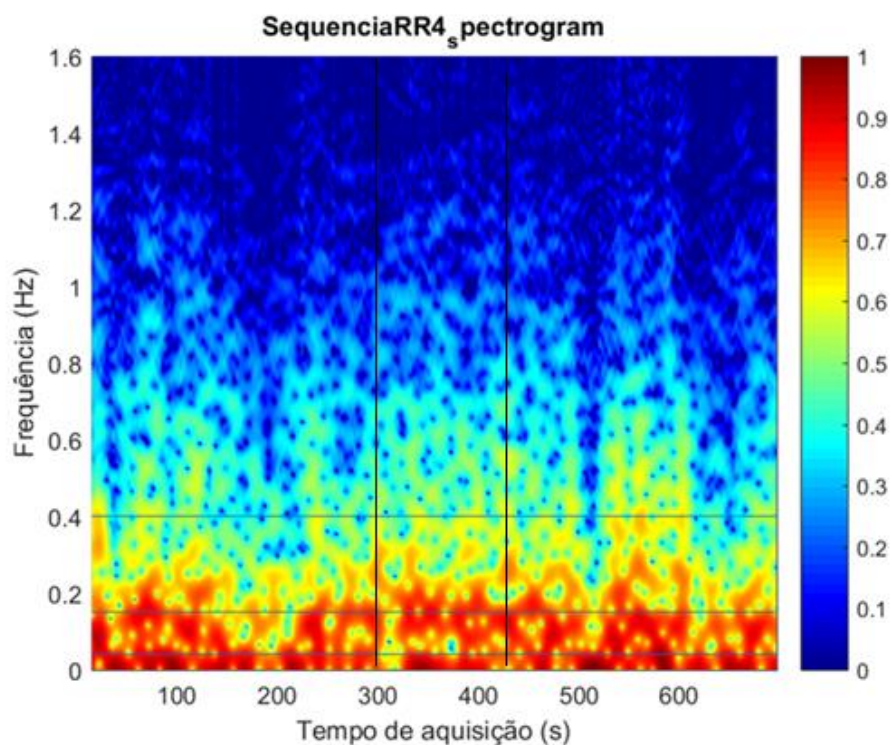


Figura 5.15 - Exemplo de espectrograma do sinal de VFC para as fases B4, CÁLCULO e B5, correspondente ao indivíduo 4.

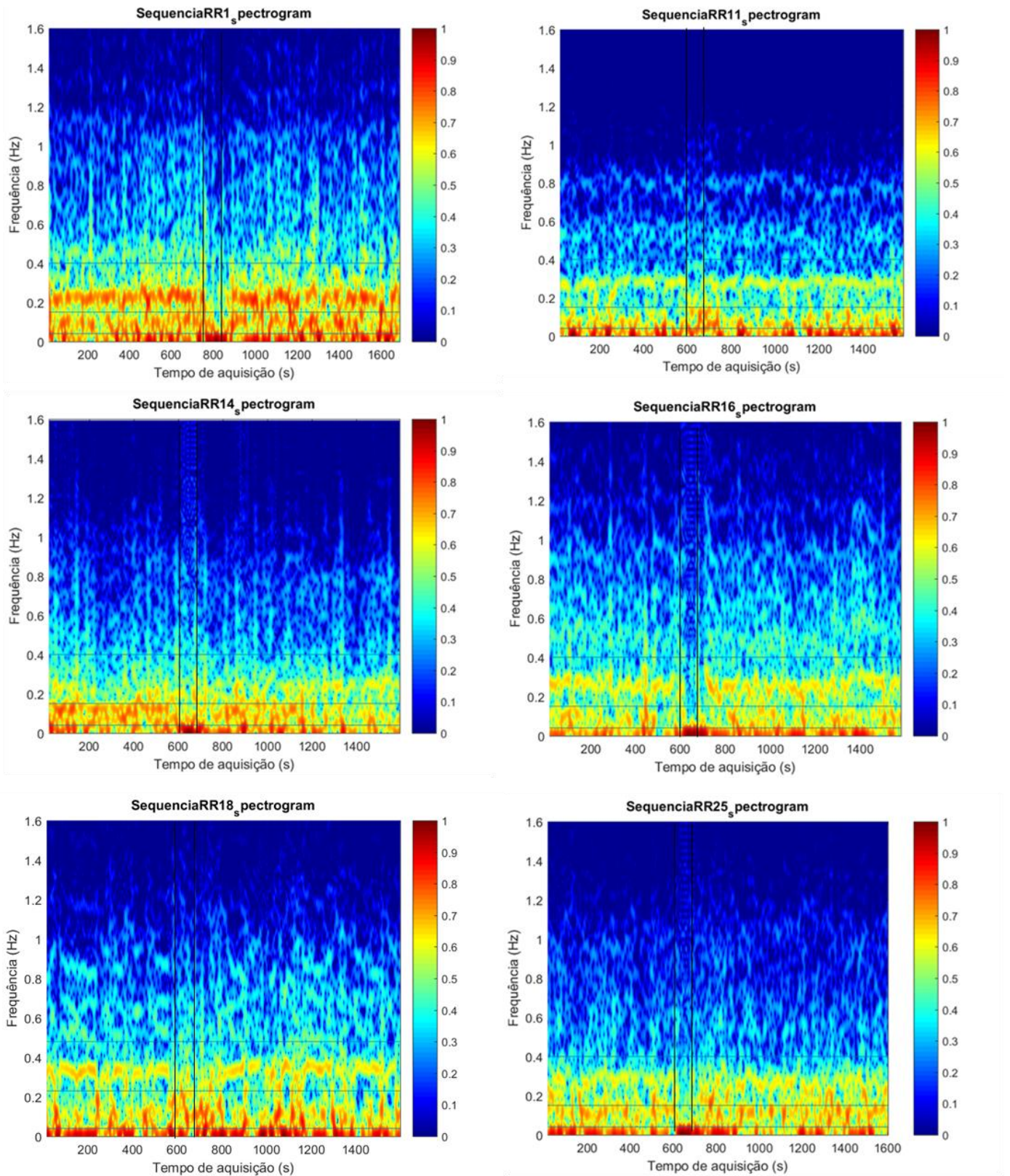


Figura 5.16 - Exemplo de espectrogramas de alguns sinais de VFC. As linhas horizontais dividem o espectro nas três bandas de potência, VLF, LF e HF e as linhas verticais representam a divisão entre as fases do protocolo: B3 e IM1, STROOP, IMG2 e IMG2_S e B4, sendo a fase STROOP delimitada pelas duas barras verticais.

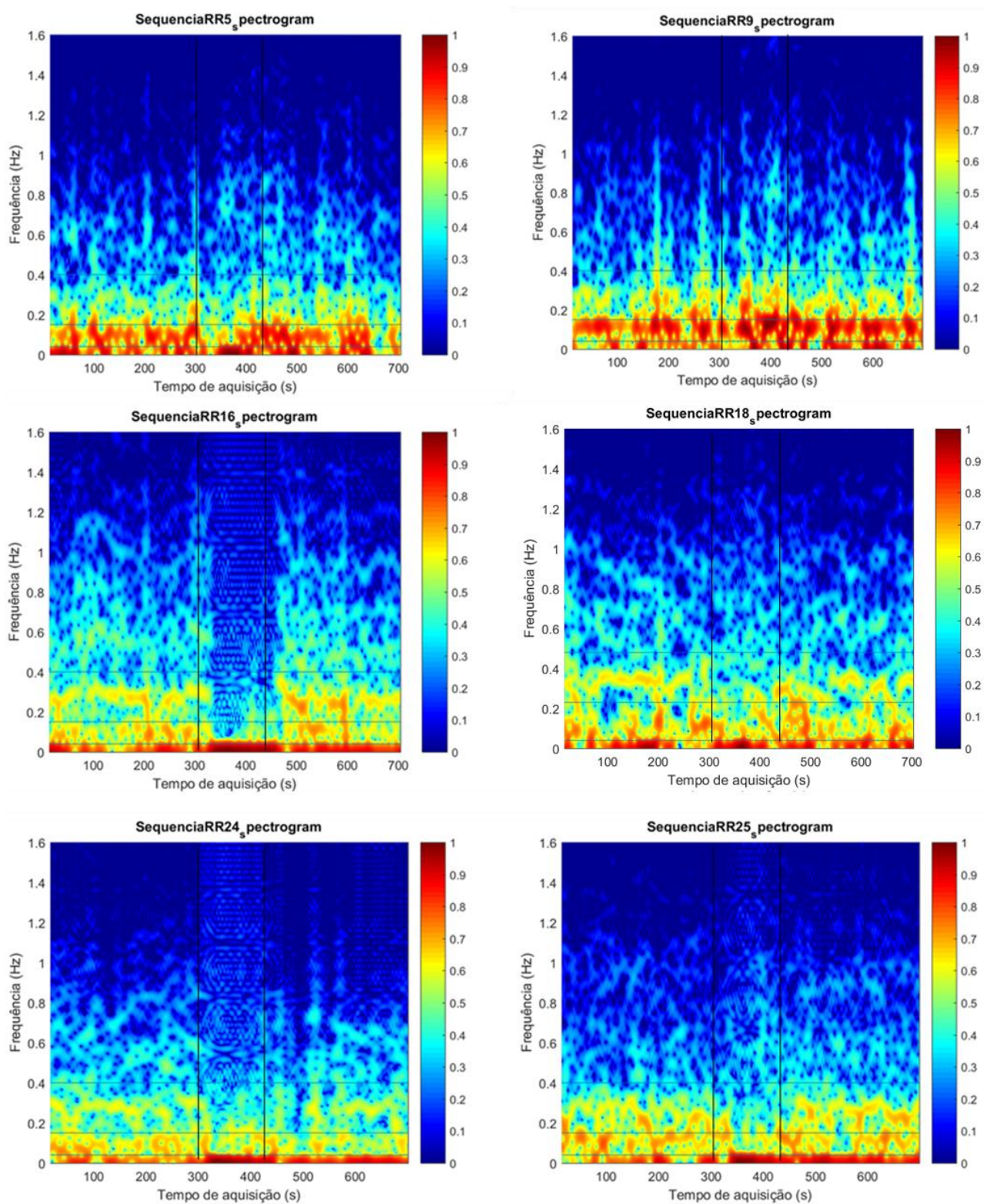


Figura 5.17 - Exemplo de espectrogramas de alguns sinais de VFC. As linhas horizontais dividem o espectro nas três bandas de potência, VLF, LF e HF e as linhas verticais representam a divisão entre as fases do protocolo: B4, CÁLCULO e B5.

Na maior parte dos espectrogramas, Figura 5.13, Figura 5.16 e Figura 5.17, verifica-se uma banda de frequência bem definida (entre os 0,15 e os 0,4 Hz) antes do estímulo e uma supressão da mesma durante o estímulo (fases CPT, STROOP e CÁLCULO), correspondente à zona da banda HF e, em alguns casos, em toda a gama de frequências. Depois do estímulo é possível observar um reaparecimento dessa banda. Tal verifica-se na maior parte dos casos estudados. Obtiveram-se, no entanto, alguns espectrogramas nos quais não se observam alterações entre as fases antes, durante e depois do estímulo.

Para as fases B1, CPT e B2, o comportamento descrito já tinha sido observado no estudo de Ana Duarte, no qual se sugere a existência de uma sincronia do SNA e uma dessincronização desse sistema provocada pelo estímulo [7]. Neste estudo percebeu-se que um comportamento semelhante é observado noutros estímulos indutores de stress como o TSCP e a TCM. Além disso, relacionando este comportamento com o da FC, poder-se-á supor que a supressão da banda de frequências bem definida se verifica mediante um aumento da FC e uma intensificação dessa banda poderá corresponder a uma diminuição da FC. Tal verifica-se na maior parte dos casos, no entanto existem ainda bastantes exceções. Seria necessária uma análise de um número maior de indivíduos para se poderem tecer conclusões mais seguras acerca disso.

A atividade do SNP predomina em estado basal e diminui em situações de stress. Por outro lado, a atividade simpática aumenta em situações de stress. Assim, pode pensar-se que a banda de frequências bem definida observada nos espectrogramas, contida na gama de frequências da banda HF, representa a atividade do SNP. A sua supressão poderá dever-se à diminuição da atividade do SNP e ao aumento da atividade do SNS. Nalguns casos, durante a supressão da banda de frequências compreendida entre os 0,15 e os 0,4 Hz, verifica-se uma intensificação das frequências compreendidas na gama de frequências da banda LF (0,04 a 0,15 Hz), no entanto, este comportamento não é geral. Aliás, são mais os casos em que a supressão da intensidade das frequências ocorre também nas gamas de frequência adjacentes, ou seja, banda LF e frequências acima da banda HF.

Atendendo aos resultados de análise em tempo-frequência obtidos, será de esperar que a banda HF, nos instantes de estímulo possua uma menor potência do que nos instantes antes e após estímulo, uma vez que na maior parte dos casos e para as três fases, CPT, STROOP e CÁLCULO, se verificou uma supressão da banda de frequências na gama de valores da banda HF. Com isso em mente, calculou-se a proeminência do pico HF para cada uma das fases do protocolo, por ser nessa banda que se observaram maiores alterações de frequência, e os resultados encontram-se na Figura 5.18.

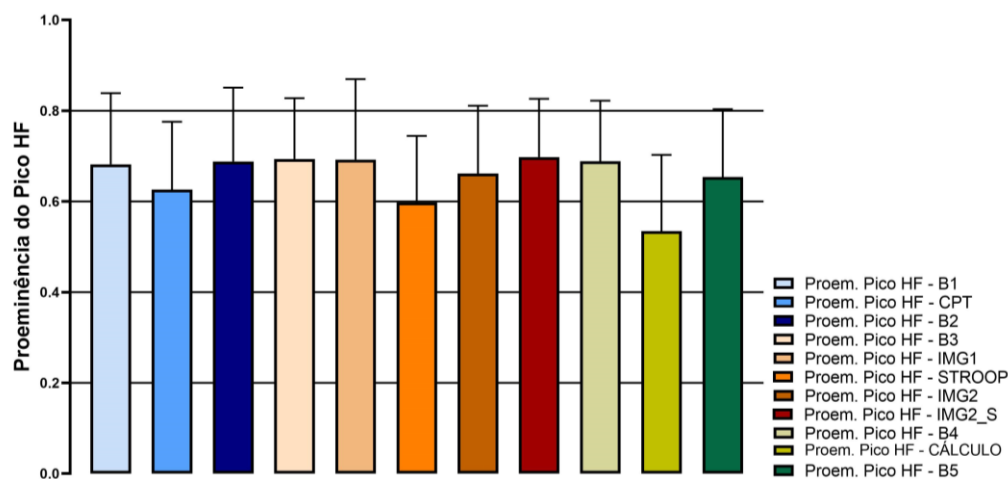


Figura 5.18 – Valor médio da proeminência do pico HF e respectivas barras de desvio padrão, para os 28 indivíduos ao longo das 11 fases do protocolo experimental.

Dessa análise é possível observar que a proeminência do pico HF nas fases CPT, STROOP e CÁLCULO diminui relativamente às fases anteriores e que o seu valor recupera logo depois. Na fase CPT, a diminuição da proeminência não é tão evidente quanto nas fases STROOP e CÁLCULO. Tal deve-se à existência de sinais com comportamentos contrários que, aumentam o valor médio da proeminência do pico HF. Analisando a proeminência do pico HF para cada indivíduo, percebeu-se que a diminuição da proeminência do pico HF se verifica em 19 indivíduos durante o CPT, em 17 indivíduos durante a fase STROOP e em 23 indivíduos na fase de CÁLCULO. Nos restantes casos, o valor da proeminência do pico HF aumenta, ou mantém-se praticamente inalterado, durante as 3 fases de estímulo comparativamente às outras fases. Estes dados complementam os resultados obtidos através dos espectrogramas e reforçam a existência do mesmo comportamento face aos três estímulos, CPT, TSCP e TCM.

A banda HF representa a ativação do nervo vago sobre o coração. Uma diminuição da potência dessa banda sugere uma moderação da atividade parassimpática. Assim, sugere-se que, nos sinais em que se verificou uma diminuição da proeminência do pico HF, durante as fases de estímulo, houve uma diminuição da atividade parassimpática. No entanto não se pode concluir se essa diminuição foi acompanhada dum aumento da atividade simpática. Nos sinais em que a proeminência do pico HF aumentou, durante as fases CPT, STROOP e CÁLCULO, pode afirmar-se que a atividade parassimpática aumentou. No entanto, ainda não se consegue perceber se essa ativação parassimpática é acompanhada dum aumento da atividade simpática ou duma diminuição dela.

Valores normalizados dos índices LF e HF

De seguida, analisaram-se os índices lineares da **VFC** no domínio da frequência, **LF** e **HF** normalizados (**LFn** e **HFn**). Os resultados obtidos para esses índices encontram-se representados na Figura 5.19 e na Figura 5.20. As bandas **LF** e **HF** foram obtidas através dos limites adaptados já expressos anteriormente na Tabela 9.

A banda **LF** representa, para alguns autores a componente simpática do **SNA** e para outros, representa ambas as atividades do **SNS** e do **SNP**. A banda **HF** está relacionada com a ativação do **SNP** e localiza-se em torno da frequência respiratória média para cada indivíduo, em torno dos 0,3 Hz.

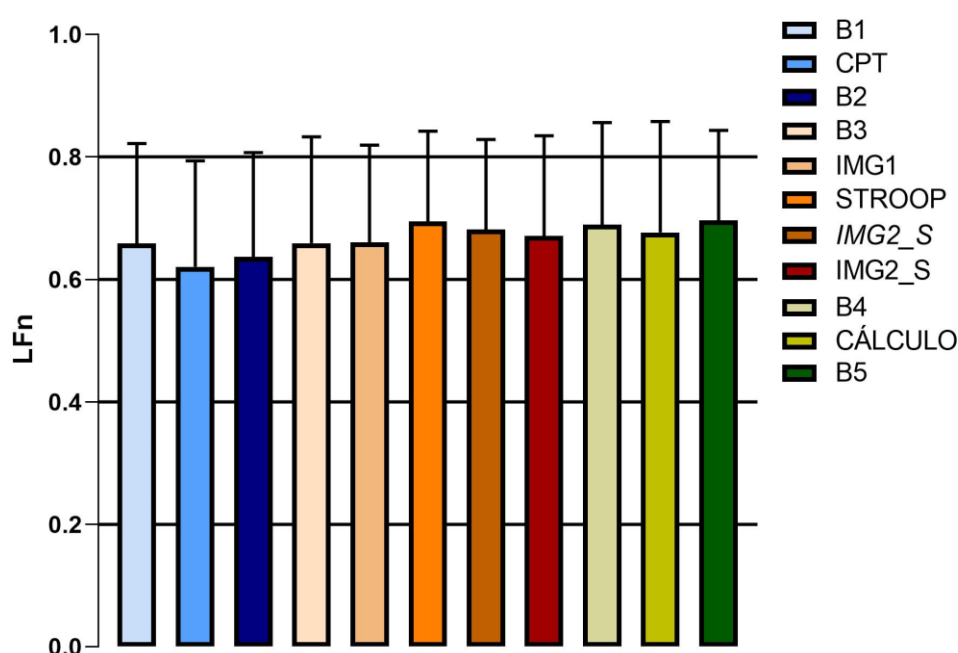


Figura 5.19 - Valores normalizados de **LF** (**LFn**) e respetivas barras de desvio padrão, para todos os 28 sinais ao longo das 11 fases do protocolo.

Comparando a fase CPT com as fases B1 e B2, nota-se uma diminuição da banda **LF** durante o estímulo. Tal poderia indicar uma diminuição da atividade simpática durante o **CPT**. No entanto, para este estímulo será feita uma análise mais aprofundada adiante, de forma a poder discutir com melhor precisão estes resultados.

No que toca ao estímulo **TSCP**, verifica-se, na fase **STROOP**, um aumento da banda **LF** relativamente às fases adjacentes. Este resultado indica que o **TSCP** ativa o **SNS** e possivelmente o **SNP** se se considerar que a atividade parassimpática também se encontra representada na banda **LF**. Estes resultados, aliados ao aumento da **FC** durante o **TSCP** para a maior parte dos indivíduos estudados, estão de acordo com diversos estudos documentados sobre este estímulo.

Quanto à **TCM**, presente na fase CÁLCULO, nota-se uma ligeira diminuição do valor da banda **LF** durante o estímulo comparativamente ao estado basal representado nas fase B4 e B5. Este resultado não era esperado, uma vez que se verificou um aumento da **FC** na maior parte dos indivíduos perante a fase CÁLCULO, e que se acredita que a **TCM** desencadeia uma ativação simpática e uma diminuição da atividade vagal.

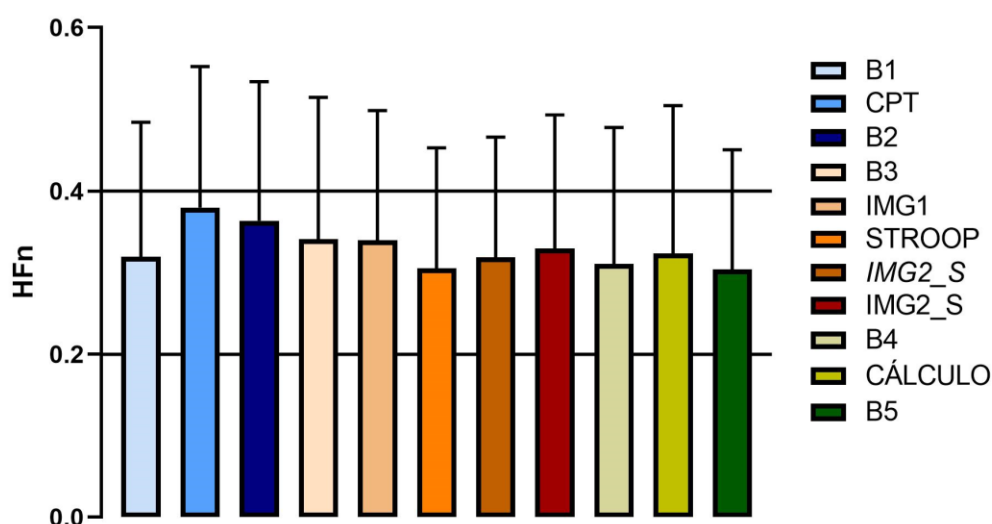


Figura 5.20 - Valores normalizados de **HF** (**HF_n**) e respetivas barras de desvio padrão, para todos os 28 sinais ao longo das 11 fases do protocolo.

Quanto aos resultados obtidos para a banda **HF**, nota-se um aumento dessa banda durante as fases CPT e CÁLCULO, comparativamente às fases anteriores e posteriores a estas. Estes valores sugerem uma ativação vagal durante estas duas fases. Para o CPT esta informação ainda não nos permite tirar conclusões acerca da atividade do **SNS** e do **SNP**, no entanto, para a fase CÁLCULO, estes resultados não vão ao encontro do esperado. De facto, esperava-se uma diminuição da banda **HF** pois esperava-se um aumento da atividade simpática e consequente diminuição da atividade parassimpática. Observaram-se os valores dos índices **LF** e **HF** para cada um dos indivíduos e percebeu-se que 12 dos 28 apresentam um comportamento oposto à média, verificando-se um aumento da banda **LF** e uma diminuição da banda **HF** durante a **TCM**.

Quanto ao **TSCP**, correspondente à fase STROOP, verifica-se uma diminuição da banda **HF** durante o estímulo, indicando uma diminuição vagal e um aumento da atividade simpática, como resposta ao stress imposto pelo estímulo.

Especificando o cálculo destes valores para as fases B1, CPT e B2, para cada um dos 28 sinais obtiveram-se os resultados representados na Figura 5.21. Dos 28 indivíduos analisados, 10 apresentaram um aumento do valor **LF_n** e uma diminuição do valor **HF_n**, comparando a fase B1 com a fase CPT. Os restantes 18 indivíduos apresentaram um comportamento oposto, com a diminuição do valor **LF_n** e o aumento do valor **HF_n**, para as mesmas condições.

O primeiro grupo de 10 indivíduos, demonstra um aumento da atividade simpática durante o estímulo. Tal efeito é causado pela reação do corpo ao stress exercido pelo CPT. No entanto, apenas 5 desses 10 indivíduos apresentaram um aumento da FC. Os restantes 18 indivíduos apresentaram um resultado oposto face ao CPT, notando-se uma maior atividade parassimpática, que é responsável pela diminuição da FC. Apesar disso, apenas 11 destes apresentaram uma diminuição da FC.

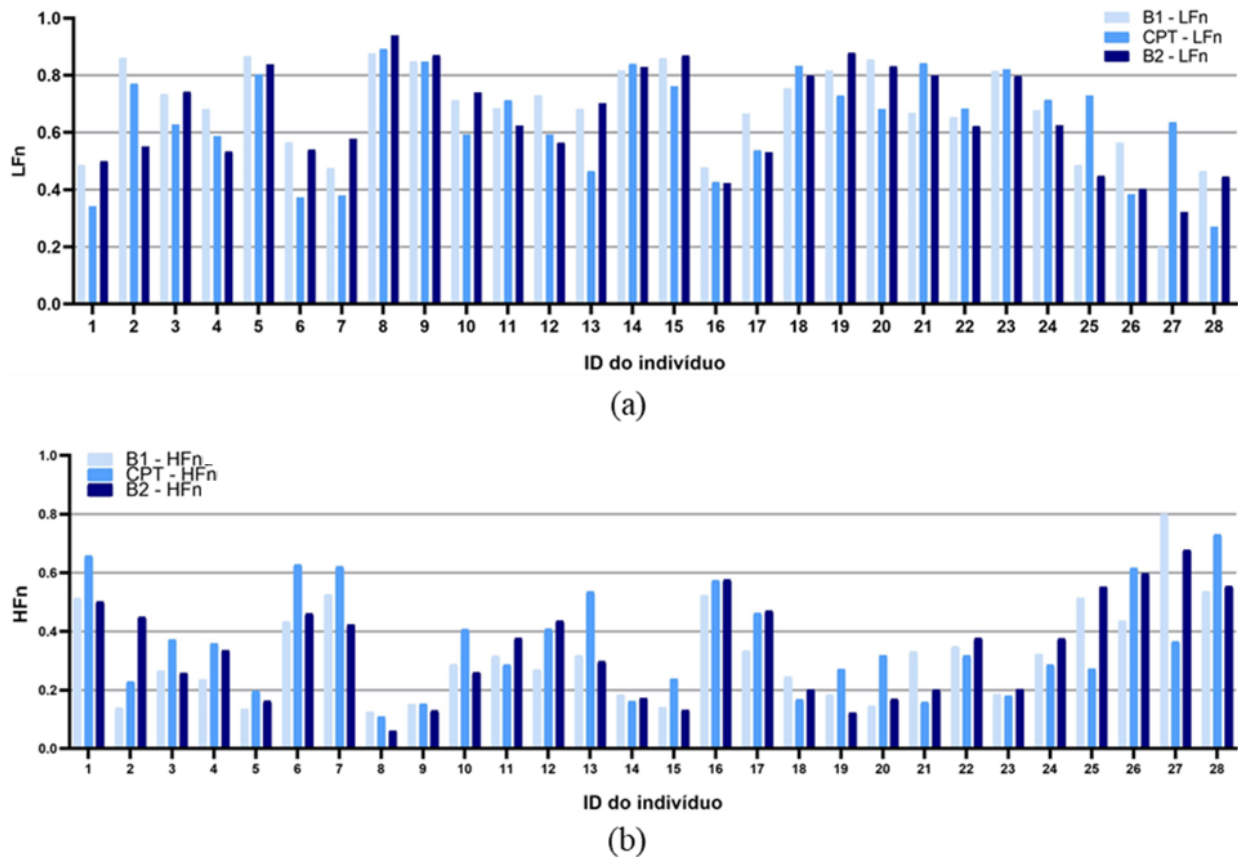


Figura 5.21 - Valores das bandas de potência (a) LF e (b) HF em unidades normalizadas (LFn e HFn) para os 28 indivíduos durante as fases B1, CPT e B2.

Comparando estes resultados com os obtidos da análise dos espectrogramas do sinal de VFC, constatou-se que, para todos os indivíduos cujo índice LF aumentou e o índice HF diminuiu, se notou no espectrograma a supressão da banda de frequências entre os 0,15 e os 0,4 Hz durante a fase CPT. Tal demonstra que estes dois resultados são coerentes. Por outro lado, dos 18 indivíduos cujo índice LF diminuiu e o índice HF aumentou, verificou-se que em apenas em 7 deles se verificou uma ligeira intensificação da banda de frequências entre os 0,15 e os 0,4 Hz durante a fase CPT.

Razão LF/HF

A razão LF/HF representa a avaliação do balanço autônomo. Valores baixos desse índice indicam uma predominância parassimpática durante o CPT, enquanto os restantes, com LF/HF maiores, refletem uma predominância simpática. Os resultados obtidos para a razão LF/HF ao longo do protocolo experimental encontram-se na Figura 5.22.

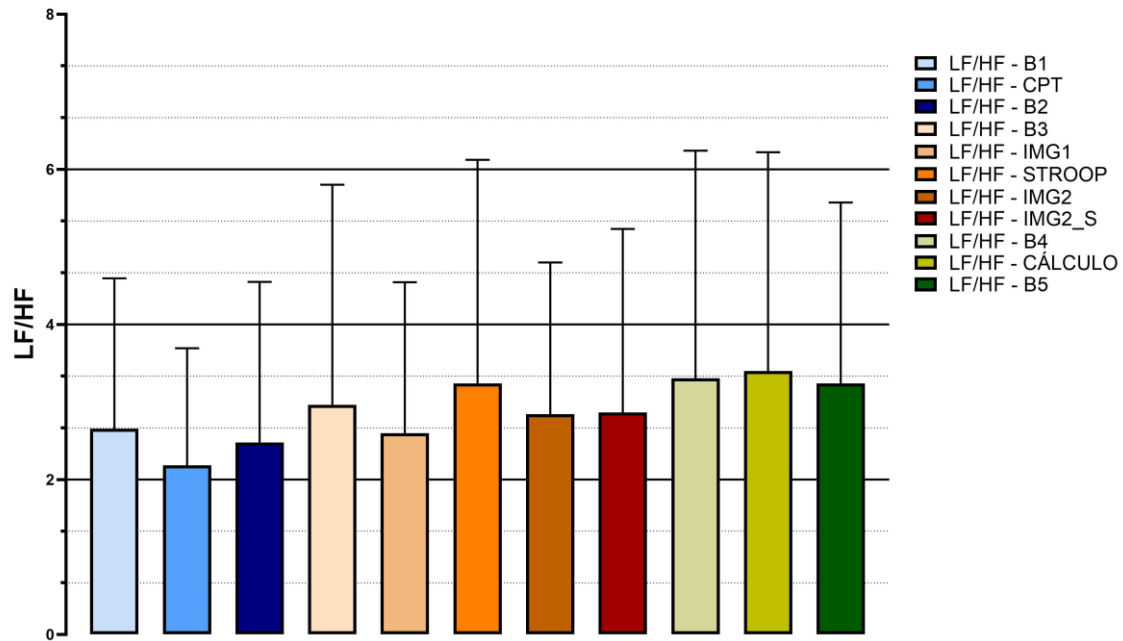


Figura 5.22 - Valor do ratio LF/HF e respectivas barras de desvio padrão, para os 28 sinais ao longo das 11 fases do protocolo.

De uma forma geral, o valor da razão LF/HF é superior a 1 nas 11 fases do protocolo. Pode dizer-se que a atividade do SNS é predominante sobre a atividade do SNP em todas as fases do protocolo, o que não corresponde aos valores esperados para esse índice e que não está de acordo com os resultados obtidos nos índices estudados anteriormente. Nas fases de estímulo CPT e CÁLCULO, o valor LF/HF é inferior às fases adjacentes enquanto que na fase STROOP este valor é superior às fases adjacentes. Tal sugere que o estímulo TSCP é aquele que provoca uma maior ativação simpática. Na fase B4, que corresponde ao estado basal, o índice LF/HF é mais elevado do que no resto do protocolo, contrariamente ao que seria de esperar num período de repouso entre estímulos.

À semelhança do procedimento adotado para os índices já estudados, também para a razão LF/HF se verificou o seu comportamento individualmente para os 28 indivíduos. Esses resultados encontram-se na Figura 5.23.

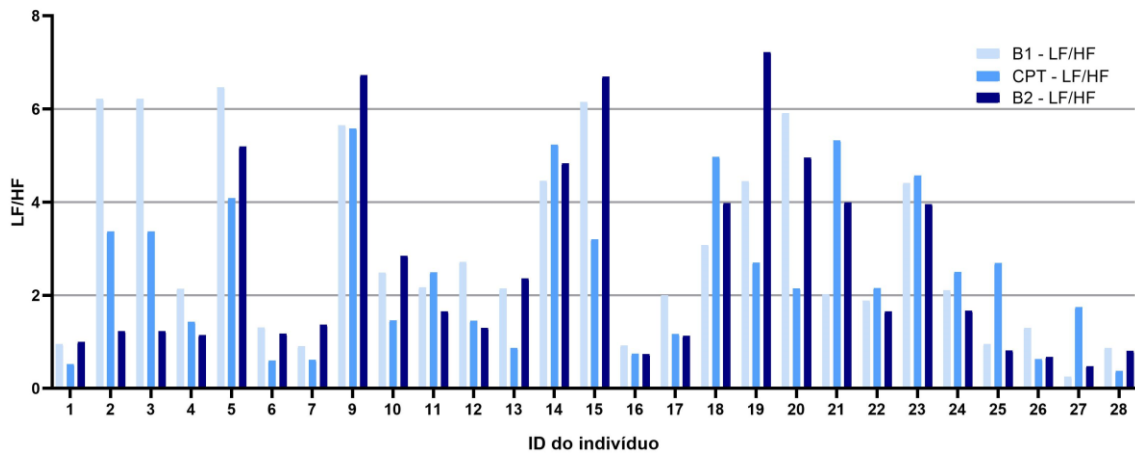


Figura 5.23 - Valores da razão LF/HF dos 28 indivíduos ao longo das fases B1, CPT e B2 do Protocolo Experimental.

A razão LF/HF, estudada para as fases B1, CPT e B2, aumenta na fase **CPT**, comparativamente às outras 2 fases, em 8 dos indivíduos. Desses 8, verificou-se que em 5 deles a **FC** aumentou na fase **CPT**. Nos restantes 20, o valor da razão LF/HF diminuiu na fase **CPT**, sendo que em 17 desses o valor da **FC** diminuiu durante o **CPT**. Nos primeiros, denota-se um aumento da atividade simpática durante o **CPT**. Nos outros, verifica-se o oposto. Os resultados obtidos para a razão LF/HF são relativamente coerentes com o comportamento da **FC**, sendo que, na maior parte dos casos, um aumento do valor LF/HF foi acompanhado pelo aumento da **FC** e uma diminuição no valor LF/HF se traduziu numa diminuição da **FC** durante a o **CPT**, comparativamente às fases B1 e B2.

5.5 Alterações do índice não-linear $\alpha 1$ resultante da DFA

O coeficiente de escala $\alpha 1$, para janelas pequenas, resultado da DFA foi obtido através da interface HRV[76]. Os resultados para este índice encontram-se na Figura 5.24.

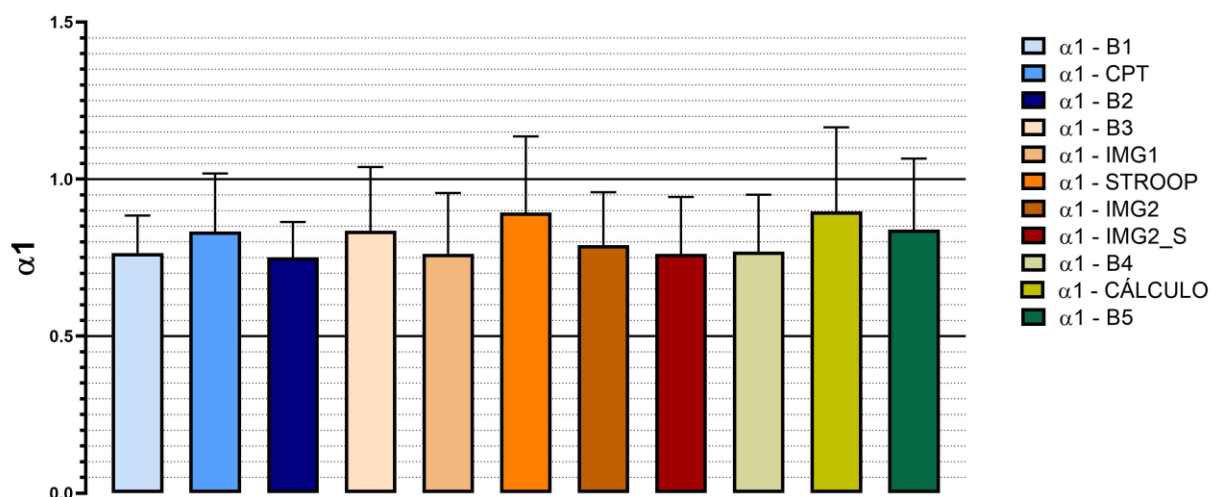


Figura 5.24 - Valor médio do índice $\alpha 1$ e respectivas barras de desvio padrão dos 28 indivíduos ao longo de todas as fases do protocolo experimental

Analisando a média do valor de $\alpha 1$ para os 28 indivíduos, verifica-se um aumento do índice $\alpha 1$ durante as três fases de estímulo, CPT, STROOP e CÁLCULO, quando comparado com esse valor durante as restantes fases do protocolo. Um aumento do índice $\alpha 1$ durante os estímulos sugere uma forte relação da dinâmica de curta-duração durante os estímulos quando comparados com o estado basal. Além disso, o aumento do coeficiente de escala $\alpha 1$ está relacionado com a ativação simpática e uma diminuição deste sugere uma co-ativação simpática e parassimpática.

Analisando as três primeiras fases do protocolo, a partir da Figura 5.25, percebe-se que na maior parte dos casos, o índice não linear $\alpha 1$ aumenta durante o estímulo CPT. Alterações na regulação autónoma, como por exemplo a diminuição da ativação vagal perante uma ativação simpática, resultam numa variação da dinâmica da FC, resultando em correlações fractais de curta-duração mais fortes. Há, no entanto, 9 indivíduos para os quais esse valor diminuiu durante o estímulo frio. Sugere-se que a diminuição da FC e do índice $\alpha 1$ resulta de uma co-ativação dos sistemas simpático e parassimpático. Na verdade, dos 9 indivíduos para os quais o valor de $\alpha 1$ diminuiu, 6 apresentaram uma diminuição da FC. Dos 19 cujo valor de $\alpha 1$ aumentou 7 verificaram um aumento da FC.

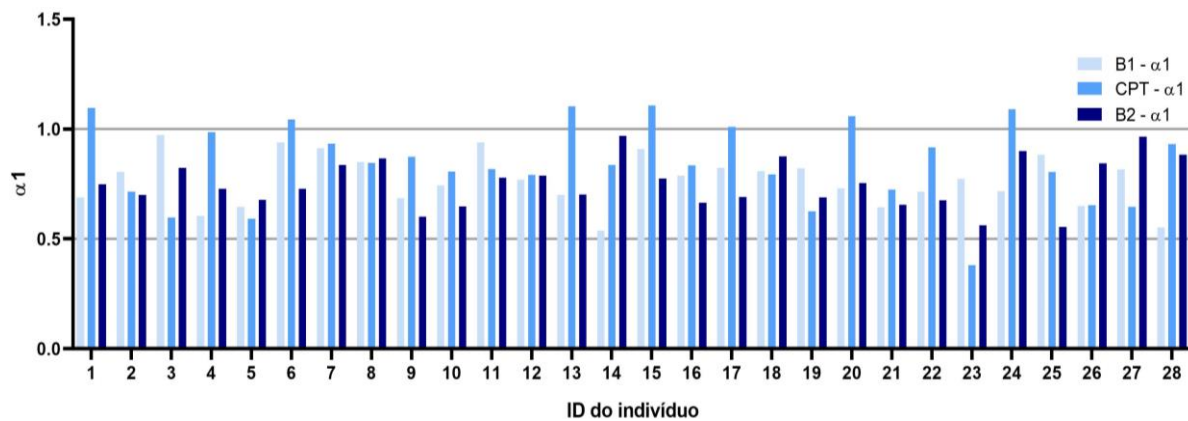


Figura 5.25 - Valor do índice α_1 para os 28 indivíduos ao longo das fases B1, CPT e B2 do protocolo experimental.

Outra observação é que em 7 indivíduos, o valor de α_1 é superior a 1 durante o CPT. O que indica uma forte correlação do sinal em várias escalas. Além disso, em todas as fases do protocolo o valor de α_1 encontra-se entre 0,5 e 1, indicando que se trata de um sinal fractal.

5.6 Comportamento do sinal de EDA

Após realizada uma *Continuous Decomposition Analysis* no software Ledalab, obtiveram-se os gráficos representados na Figura 5.26. Para cada sinal, resultaram dois gráficos. No primeiro, SC representa o sinal original de EDA na linha a preto e a representação da componente tónica a cinzento. O segundo, Driver fásico, resulta da subtração, ao sinal original, da componente tónica do sinal. É representada uma linha de zero virtual e as várias respostas fásicas distintas em cada sinal. Além disso, pelas linhas verticais vermelhas, que representam da esquerda para a direita os instantes de início das fases CPT, STROOP, IMG2_S e CÁLCULO, é possível observar as respostas de EDA aos estímulos. Nas fases CPT, STROOP e CÁLCULO (início representado pelas primeira, segunda e quarta linhas verticais vermelhas), observa-se um aumento da amplitude do sinal de condutância da pele (SC) que diminui gradualmente depois do estímulo. Da mesma forma, também se verifica um aumento da SC após a terceira linha vermelha, instante correspondente ao estímulo sonoro, no entanto, com menor amplitude do que para os outros três estímulos. Salienta-se ainda que, como já referido anteriormente na secção de descrição do pré-processamento efectuado, se excluíram deste estudo os indivíduos 4, 5 e 11 pois os seus sinais de EDA encontravam-se saturados.

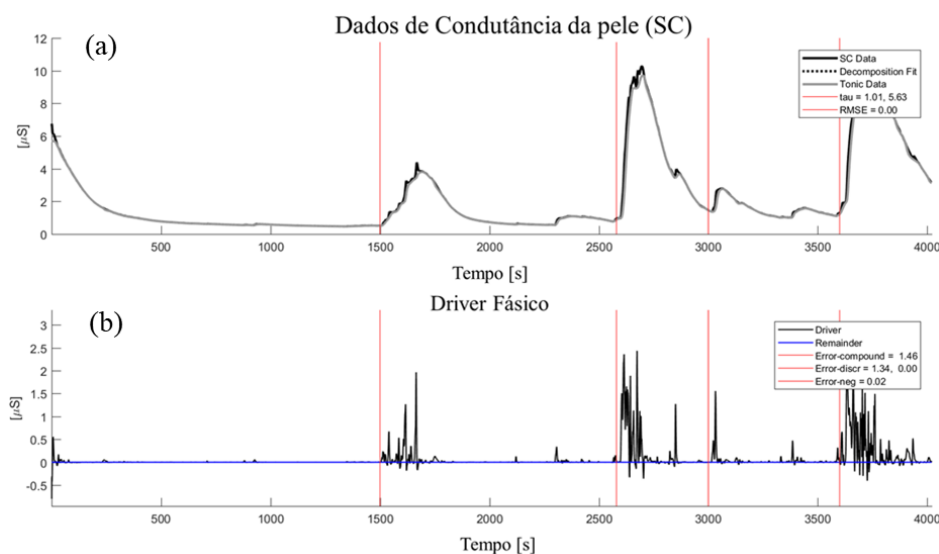


Figura 5.26 - Exemplo de resposta de EDA do indivíduo16. (a) Gráficos de dados de condutância da pele (SC) dizem respeito ao sinal original, durante os 67 minutos de protocolo; (b) Gráficos de Driver Fásico representam a subtração da parte tónica ao sinal, resultando na representação da componente fásica. Nesse é representada um linha de zero virtual e as diversas respostas fásicas distintas. As linhas verticais vermelhas representam da esquerda para a direita os seguintes instantes: Início do CPT, início do STROOP, Início da fase IMG2_S (instante do estímulo sonoro), início da fase CÁLCULO.

O comportamento descrito acima aconteceu de forma semelhante para praticamente todos os sinais estudados. Assim, para exemplificar de melhor forma o desempenho do sinal de EDA mediante o protocolo aplicado, apresentam-se de seguida mais alguns exemplos desse sinal para outros indivíduos, na Figura 5.27 e na Figura 5.28.

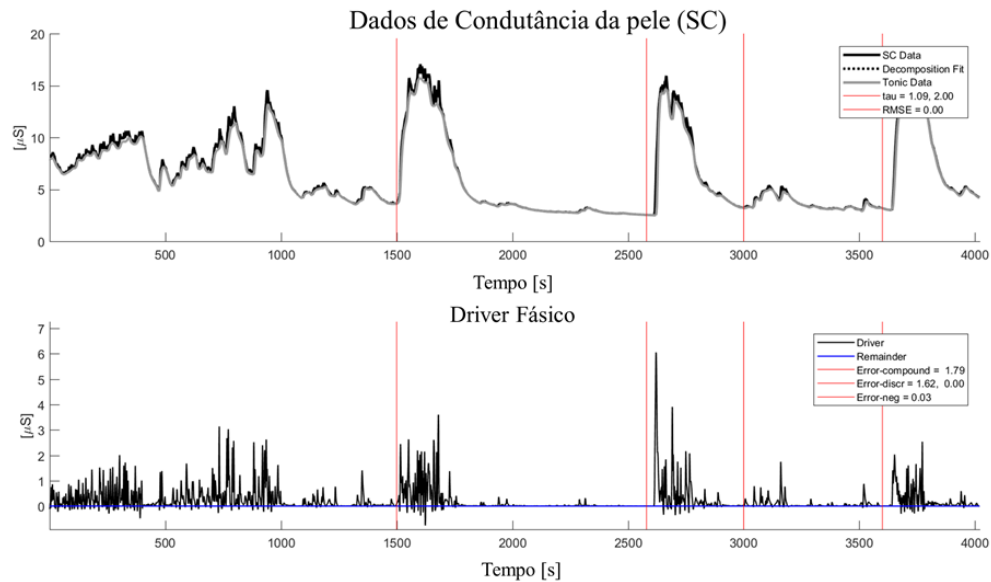


Figura 5.27 - Exemplo do sinal de EDA do indivíduo 7.

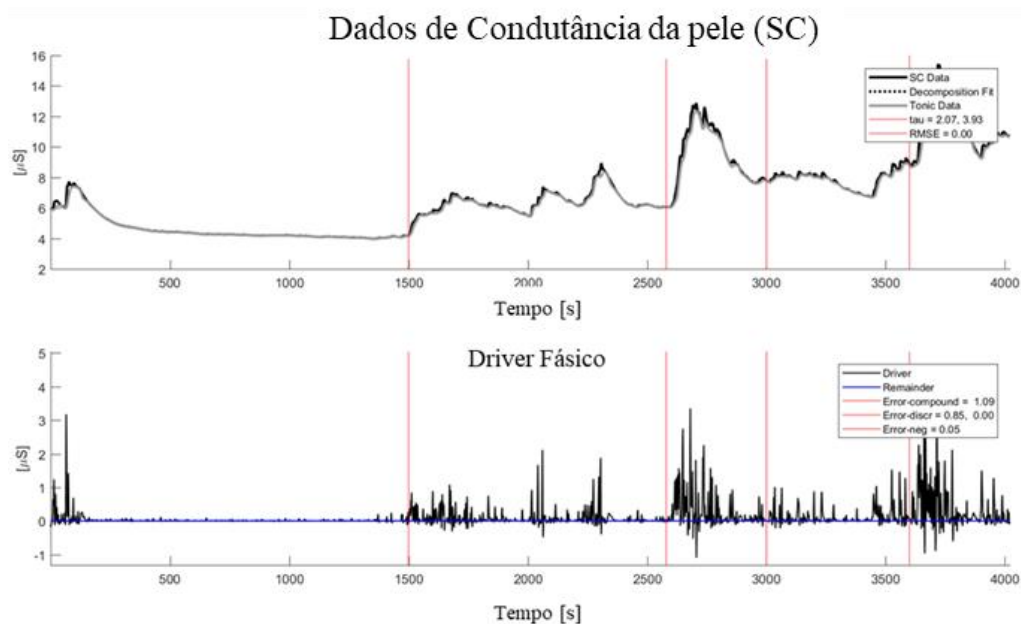


Figura 5.28 - Exemplo do sinal de EDA do indivíduo 15.

De uma forma geral, analisando a média do conjunto dos 25 sinais de EDA, representada na Figura 5.29, é possível reparar num aumento da amplitude de resposta de EDA para as três fases de estímulo: CPT, STROOP e CÁLCULO, tanto na componente tónica quanto na componente fásica. Tal sugere uma ativação simpática predominante nesses instantes. O estímulo TSCP foi aquele que provocou uma maior resposta em amplitude da média do sinal de todos os indivíduos. Foi notória uma recuperação da componente fásica do sinal de EDA após cada um dos três estímulos: CPT, TSCP e TCM, tendo retomado valores próximos daqueles que tinham antes do estímulo. Não se notaram variações significativas do sinal de EDA durante as fases IMG1 e IMG2, momentos em que os indivíduos observavam imagens relaxantes.

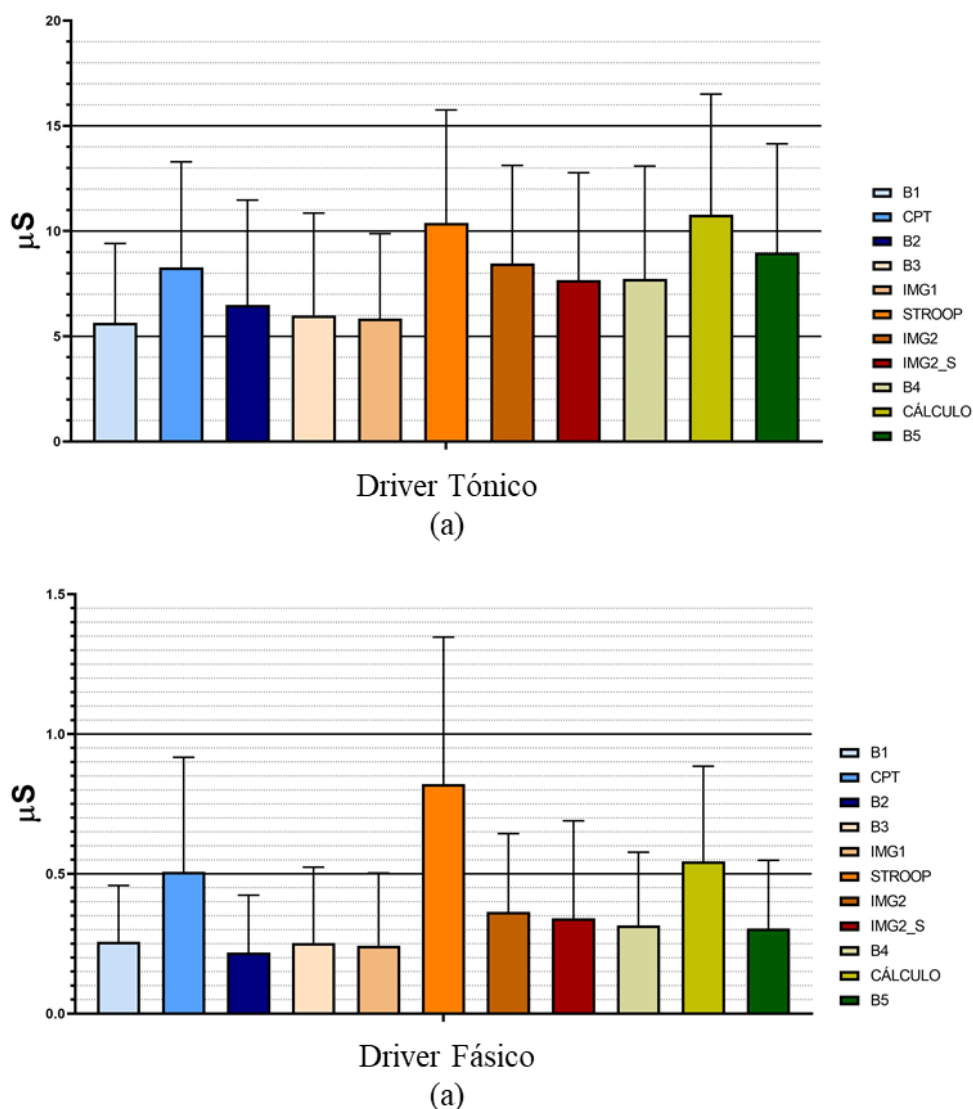


Figura 5.29 - Representação das amplitudes das componentes fásica e tónica dos sinais de EDA ao longo das 11 fases do protocolo. As barras representam a média dos 28 sinais e as barras de erro o respetivo desvio padrão.

Sendo o sinal de **EDA** indicador da atividade simpática do **SNA**, um aumento dos valores de **SCR** e de **SCL**, correspondentes às fases fásica e tônica, respetivamente, durante as fases CPT, STROOP e CÁLCULO, sugerem que perante estes três intervalos de estímulo, existiu uma ativação do **SNS**. No entanto, de forma a poder perceber o comportamento de cada indivíduo, apresenta-se na Figura 5.30 um mapa de cor, onde está expressa a amplitude da componente fásica do sinal de **EDA** para as 11 fases do protocolo de cada um dos 25 indivíduos estudados, sendo que a branco se encontram valores mais baixos de condutância da pele e a vermelho os valores mais elevados.

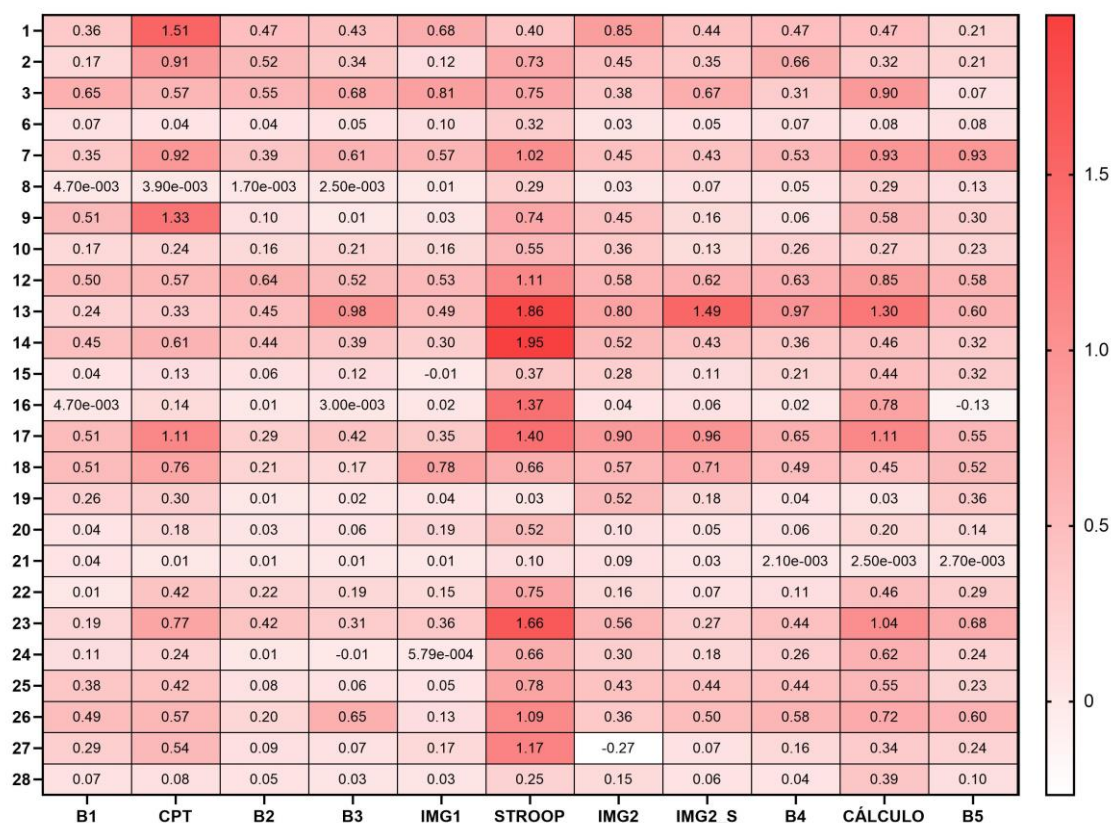


Figura 5.30 - Mapa de cor representativo da amplitude da componente fásica do sinal de **EDA**, para cada um dos 25 indivíduos, ao longo das 11 fases do protocolo. A branco encontram-se os valores mais baixos de condutância e a vermelho os valores mais elevados.

De uma forma geral percebe-se que a fase STROOP é aquela na qual se verificam maiores amplitudes da componente fásica do sinal de **EDA**. No entanto, percebe-se que tanto na fase CPT quanto na fase CÁLCULO, também se verifica uma maior amplitude da componente fásica do **EDA**, quando comparada com as fases adjacentes. Pode concluir-se que, para a maior parte dos indivíduos se verifica um comportamento semelhante ao descrito anteriormente, na análise global à amplitude da componente fásica, a partir da Figura 5.29 (a). É também notório, nalguns casos, uma resposta de aumento de amplitude do **EDA** na fase IMG2. Portanto, sugere-se que os três

estímulos CPT, TSCP e TCM provocam nos indivíduos uma ativação simpática, sendo que a fase IMG2 também indica uma atividade do SNS aumentada para alguns indivíduos, indicando que a observação da segunda imagem relaxante possa ter despoletado uma ativação simpática nos indivíduos.

5.7 Discussão geral dos resultados obtidos

Analisando a globalidade dos resultados obtidos para os vários índices de VFC e de EDA, percebe-se que as respostas aos vários estímulos estudados, varia de estímulo para estímulo.

No que toca ao CPT, os resultados dividiram-se principalmente em dois tipos de resposta. Pode dizer-se que em parte dos sinais analisados se verificou um aumento dos índices relacionados com o aumento da atividade do SNP, nomeadamente o rMSSD, o pNN50 e a banda de potência HF. Estes resultados, aliados à diminuição da FC para alguns desses casos durante o CPT sugerem que para esses indivíduos, o estímulo frio despertou uma ativação vagal. Nos restantes sinais, embora sempre com algumas exceções, verificou-se que índices relacionados com o SNS aumentaram, a saber, a FC, a banda de potência LF, a razão LF/HF, o índice não linear α_1 e a amplitude das respostas de condutância da pele, traduzidas pela componente fásica do sinal de EDA. Estes resultados comprovam mais uma vez a existência de comportamentos distintos ao CPT embora não se tenha percebido qual a sua origem. Além disso, percebeu-se também que, na maior parte dos casos, predominou uma ativação vagal, contrariamente ao que se estabelecia como resposta geral ao CPT na bibliografia.

Quanto ao estímulo TSCP, notou-se que este corresponde àquele que desencadeia uma maior ativação simpática durante o período de estimulação. Embora se tivessem verificado alguns comportamentos diferentes, na globalidade dos indivíduos, verificou-se um aumento dos índices relacionados com a ativação do SNS e uma diminuição dos relacionados com a atividade vagal.

Para a TCM, também se acredita que desencadeou essencialmente uma resposta de ativação simpática, embora alguns índices apontassem para uma ativação vagal nalguns casos.

Uma questão que não foi tida em conta tanto para o TSCP quanto para a TCM foi a influência da verbalização das respostas, durante o estímulo, nos índices estudados. Uma vez que a fala afeta a FR, e que esta se encontra representada na banda HF, que também é indicativa da atividade do SNP, os resultados obtidos podem estar influenciados por esta relação. Seria interessante realizar estes dois estímulos sem verbalização das respostas e aferir se o comportamento seria diferente do que se obteve neste estudo ou não.

No que toca aos espectrogramas da VFC, tornou-se evidente a existência de um padrão de desaparecimento de uma banda de frequências bem definida na gama de frequências da banda HF, durante o estímulo e o seu reaparecimento depois do mesmo. Tal aconteceu para os três

estímulos, CPT, TSCP e TCM, na maior parte dos casos. Existiram, no entanto, algumas reações diferentes que poderiam ser esclarecidas por exemplo, através dum aumento da amostra estudada.

A introdução do índice proeminência do pico HF também revelou resultados interessantes quanto à ativação relativa do SNP entre fases do protocolo e permitiu complementar os resultados obtidos através dos espectrogramas da VFC. Poderá realizar-se no futuro, um procedimento semelhante para a avaliação da banda de potência LF.

Quanto ao estudo do sinal de EDA, este revelou-se um complemento importante ao estudo do SNA, permitindo tirar conclusões mais precisas acerca do SNS, pois tanto os índices LF quanto a razão LF/HF representam, além da atividade simpática, também a atividade parassimpática. Através da ferramenta Ledalab, o processo de análise da EDA tornou-se mais simples e intuitivo, no entanto, existem outros índices de EDA que se poderão estudar futuramente, nomeadamente, poder-se-á analisar o EP do sinal de EDA, pois em alguns estudos documentados no Capítulo 3, esta análise mostrou-se promissora.

Quanto à apresentação de imagens relaxantes e da aplicação de um estímulo sonoro, não se teceram muitas conclusões pois não se notaram grandes alterações dos índices estudados durante essas fases. No entanto, na análise do sinal de EDA percebeu-se uma resposta de aumento da amplitude de condutância da pele perante o estímulo sonoro.

A realização deste protocolo experimental foi ambiciosa, na medida em que se realizaram 67 minutos de recolha experimental a cada voluntário, numa única sessão. Tal poderá ter influenciado as respostas obtidas na parte final do protocolo, pelo cansaço e desconcentração dos voluntários. Para aprofundar o estudo de cada um dos estímulos, seria interessante por exemplo, realizar várias sessões de recolha a cada indivíduo, de forma a que uns estímulos não influenciassem as respostas a outros e também para evitar a questão da fadiga gerada pela longa duração do protocolo imposto.

6 Conclusão

Este trabalho tinha como objetivo compreender se o **SNA** apresenta um comportamento de dessincronização, relacionada com eventos, quando sujeito a um estímulo, à semelhança do que se verifica para o **SNC**. Pretendia-se observar o desaparecimento de um ritmo próprio durante estimulação indutora de stress, através de três estímulos, o **CPT**, o **TSCP** e uma **TCM**. Além disso, procurava-se compreender o funcionamento do **SNA** em indivíduos saudáveis perante os três estímulos.

Para cumprir esses objetivos, recolheram-se sinais de **ECG** e de **EDA** a 28 indivíduos saudáveis, num protocolo que incluía os três estímulos, **CPT**, **TSCP** e **TCM**. De seguida, realizou-se uma análise dos índices de **VFC** nos domínios do tempo e da frequência, efetuou-se uma análise em tempo-frequência do sinal, através da construção de espectrogramas, e analisou-se o índice não-linear da **VFC**, α_1 . Analisou-se também o sinal de **EDA**, através da sua decomposição em componente tónica e fásica e estudando as respostas de condutância da pele perante os vários estímulos.

Concluiu-se que as bandas de potência **VLF**, **LF** e **HF**, poderão sofrer ajustes nos limites de frequência tradicionais, principalmente em situações de stress em que a **FR** está alterada e poderá influenciar, em particular, a banda **HF**.

Através da análise dos espectrogramas do sinal de **VFC** concluiu-se a existência de uma frequência bem definida do **SNA** em situação basal, em que os dois sistemas simpático e parasimpático se encontram em equilíbrio, e uma dessincronização dessa frequência nos instantes de aplicação do estímulo, que é seguida de uma nova sincronização, nos momentos posteriores ao estímulo. Este comportamento tinha sido observado num trabalho do ano letivo anterior para o estímulo **CPT** e neste trabalho, não só se validou essa conclusão, quanto se comprovou que para outros estímulos, o **TSCP** e a **TCM**, se verifica um comportamento idêntico por parte do **SNA**.

Esta questão da dessincronização/sincronização é bem visível no eletroencefalograma, em estudos do Sistema Nervoso Central, relacionada a eventos. No Sistema Nervoso Central, uma Dessincronização Relacionada a Eventos (ERD) corresponde a uma diminuição da potência de ritmos μ (7-13Hz) e β (13-30Hz) que ocorre nas áreas sensoriomotoras durante uma tarefa motora enquanto que uma Sincronização Relacionada a Eventos (ERS) corresponde ao aumento da potência depois do final dessa tarefa. No caso do SNA, identicamente se acredita, a partir dos resultados deste estudo, que uma Dessincronização Relacionada a eventos corresponderá a uma diminuição da potência da banda HF (0,15 a 0,4 Hz) que ocorre durante um estímulo, e uma Sincronização Relacionada a Eventos corresponderá a um aumento dessa potência depois do estímulo.

Além disso, concluiu-se também que o CPT impõe duas reações distintas na resposta do SNA ao stress, sendo que nalguns indivíduos resulta numa ativação vagal e, noutros, numa diminuição dessa e num aumento da atividade simpática. Os estímulos TSCP e TCM induzem no organismo uma ativação simpática, visível tanto nos índices de VFC quanto no sinal de EDA.

6.1 Perspetivas Futuras

Atendendo aos resultados obtidos neste estudo, seria interessante estudarem-se com maior detalhe as respostas de cada indivíduo ao CPT, através de um protocolo que tivesse em conta características individuais que pudessem influenciar a ação do SNA, de forma a perceber-se a origem dos dois tipos de resposta que se verificaram neste estudo.

A localização dos limites de frequência das bandas de potência VLF, LF e HF, é escolhida estrategicamente com o objetivo de obter informação útil acerca do SNA. Esses limites de cada banda estão standartizados e dependem da duração do registo. No entanto, seria importante perceber-se se o limite dessas bandas depende das características de cada indivíduo, de alterações nos padrões normais do funcionamento do SNA, ou de estímulos externos que possam alterar ou deslocar os valores típicos desses limites de forma a poder averiguar com rigor a ação do SNS e do SNP.

Quanto à análise em tempo-frequência do sinal de VFC, seria proveitoso construir vários tipos de espectrogramas, de forma a perceber-se se os resultados são semelhantes aos deste estudo e, tal como descrito no Capítulo 3, poder-se-iam também estudar índices de tempo-frequência, que permitissem acompanhar a evolução das bandas de potência LF e HF ao longo do tempo.

Bibliografia

- [1] A. N. Londhe e M. Atulkar, «Heart Rate Variability Analysis: Application Overview», em *2018 Second International Conference on Inventive Communication and Computational Technologies (ICICCT)*, 2018, n. Icicct, pp. 1518–1523. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8473198/>. [Acedido: 02-Abr-2019].
- [2] D. C. Jarrin, J. J. McGrath, S. Giovannello, P. Poirier, e M. Lambert, «Measurement fidelity of heart rate variability signal processing: The devil is in the details», *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 86, n. 1, pp. 88–97, Out. 2012. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2012.07.004>. [Acedido: 19-Out-2018].
- [3] H.-G. Kim, E.-J. Cheon, D.-S. Bai, Y. H. Lee, e B.-H. Koo, «Stress and Heart Rate Variability: A Meta-Analysis and Review of the Literature», *Psychiatry Investig.*, vol. 15, n. 3, pp. 235–245, Mar. 2018. Disponível em: <http://psychiatryinvestigation.org/journal/view.php?doi=10.30773/pi.2017.08.17>. [Acedido: 25-Mar-2019].
- [4] H. F. Posada-Quintero, J. P. Florian, A. D. Orjuela-Cañón, e K. H. Chon, «Electrodermal Activity Is Sensitive to Cognitive Stress under Water», *Front. Physiol.*, vol. 8, n. JAN, pp. 1–8, Jan. 2018. Disponível em: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fphys.2017.01128/full>. [Acedido: 17-Jan-2019].
- [5] G. G. Berntson, *Handbook of Psychophysiology*. Cambridge: Cambridge University Press, 2007. Disponível em: <http://ebooks.cambridge.org/ref/id/CBO9780511546396>. [Acedido: 3-Vov-2018].
- [6] Z. Visnovcova, M. Mestanik, M. Gala, A. Mestanikova, e I. Tonhajzerova, «The complexity of electrodermal activity is altered in mental cognitive stressors», *Comput. Biol. Med.*, vol. 79, n. May, pp. 123–129, Dez. 2016. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0010482516302724>. [Acedido: 23-Dez-2018].
- [7] A. Filipa de Sousa Moura Duarte, «Desenvolvimento de um algoritmo para estudo do sistema nervoso autónomo a partir de dados electrocardiográficos». Disponível em: <http://hdl.handle.net/10362/59607>. [Acedido: 08-Ago-2019].
- [8] «Basic Structure and Function of the Nervous System - Anatomy & Physiology - OpenStax CNX». [Em linha]. Disponível em: https://cnx.org/contents/FPtK1zmmh@6.27:yEs2p8R_@6/Basic-Structure-and-Function-of-the-Nervous-System. [Acedido: 09-Set-2019].
- [9] D. C. Rizzo, *Fundamentos de Anatomia e Fisiologia*. CENGAGE Learning, 2011.
- [10] L. C. M. Vanderlei, C. M. Pastre, R. A. Hoshi, T. D. de Carvalho, e M. F. de Godoy, «Noções básicas de variabilidade da frequência cardíaca e sua aplicabilidade clínica», *Rev. Bras. Cir. Cardiovasc.*, vol. 24, n. 2, pp. 205–217, Jun. 2009. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102-76382009000200018&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt. [Acedido: 18-Jun-2019].
- [11] O. H. Yilmaz *et al.*, «Assessment of the Cardiac Autonomic Nervous System in Mercury-Exposed Individuals via Post-Exercise Heart Rate Recovery», *Med. Princ. Pract.*, vol. 25,

- n. 4, pp. 343–349, 2016. Disponível em: <https://www.karger.com/Article/FullText/445322>. [Acedido: 30-Mai-2019].
- [12] «Divisions of the Autonomic Nervous System - Anatomy & Physiology - OpenStax CNX», 30-07-2014. [Em linha]. Disponível em: <https://cnx.org/contents/FPtK1zmmh@6.27:kQtsmOFO@2/Divisions-of-the-Autonomic-Nervous-System>. [Acedido: 05-Set-2019].
- [13] T. S. Ramé Alain, *Anatomia e Fisiologia*. Lisboa: Climepsi Editores, 2012.
- [14] OpenStax, «Cardiac Muscle and Electrical Activity - Anatomy & Physiology - OpenStax CNX», 2014. [Em linha]. Disponível em: <http://cnx.org/contents/14fb4ad7-39a1-4eee-ab6e-3ef2482e3e22@6.27>. [Acedido: 06-Set-2019].
- [15] I. Fontoura, «Você Conhece Nosso Segundo Cérebro? |», 2017. [Em linha]. Disponível em: <https://hipnosecomneurociencias.com/saiba-mais-sobre-nosso-segundo-cerebro/>. [Acedido: 25-Jan-2019].
- [16] D. Leal, «A Variabilidade da Frequência Cardíaca e o Sistema Nervoso Autónomo». [Em linha]. Disponível em: <https://www.danielleal.pt/a-variabilidade-da-frequencia-cardiaca-e-o-sistema-nervoso-autonomo/>. [Acedido: 05-Set-2019].
- [17] B. H. Brown, R. H. Smallwood, D. C. Barber, P. V Lawford, e D. R. Hose, *Medical Physics and Biomedical Engineering*. Sheffield, UK: CRC Press, 2017. Disponível em: <https://www.taylorfrancis.com/books/9781439833735>. [Acedido: 27-Jan-2019].
- [18] José Feldman e Gerson P. Goldwasser, «Eletrocardiograma: recomendações para a sua interpretação», *Eletrocardiograma Recom. para a sua Interpret.*, p. 6, 2004. Disponível em: tp://200.246.78.233/Aluno/Pedro_Frare/Medicina_BiofisicaI_1P_2009/Material_adiconal_artigo_sobre_ecg_art03.pdf. [Acedido: 23-Jul-2019].
- [19] R. E. Klabunde, «CV Physiology: Electrocardiogram (EKG, ECG)», 2016. [Em linha]. Disponível em: <https://www.cvphysiology.com/Arrhythmias/A009>. [Acedido: 25-Jan-2019].
- [20] «Enciclopédia de ECG - Nomenclatura: Onda U». [Em linha]. Disponível em: <http://enciclopediaecg-nomenclatura.blogspot.com/p/onda-u.html>. [Acedido: 05-Set-2019].
- [21] «Index of /wp-content/uploads/file». [Em linha]. Disponível em: <https://cardiopapers.com.br/wp-content/uploads/file/>. [Acedido: 08-Ago-2019].
- [22] A. H. Khandoker, C. Karmakar, M. Brennan, M. Palaniswami, e A. Voss, *Poincaré Plot Methods for Heart Rate Variability Analysis*, vol. 9781461473. Boston, MA: Springer US, 2013. Disponível em: <http://link.springer.com/10.1007/978-1-4614-7375-6>. [Acedido: 23-Mai-2019].
- [23] A. Brown, «Axonal Transport», em *Neuroscience in the 21st Century*, vol. 13, n. 02, New York, NY: Springer New York, 2016, pp. 333–379. Disponível em: http://link.springer.com/10.1007/978-1-4939-3474-4_14. Acedido: [14-Abr-2019].
- [24] A. C. Podaru, V. David, e O. M. Asiminicesei, «Determination and Comparison of Heart Rate Variability and Pulse Rate Variability», *2018 Int. Conf. Expo. Electr. Power Eng.*, pp. 551–554, 2018. Disponível: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8559806>. [Acedido: 26-Jul-2019].
- [25] Q. Pan *et al.*, «Do the deceleration/acceleration capacities of heart rate reflect cardiac sympathetic or vagal activity? A model study», *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 54, n. 12, pp. 1921–1933, Dez. 2016. Disponível em: <http://link.springer.com/10.1007/s11517-016->

1486-9. [Acedido: 08-Dez-2019].

- [26] M. Gulgun, «Heart Rate Variability, Heart Rate Recovery, and Heart Rate Turbulence Represent Different Components of the Cardiac Autonomic Nervous System», *Med. Princ. Pract.*, vol. 26, n. 1, pp. 98–99, 2017. Disponível em: <https://www.karger.com/Article/FullText/452335>. [Acedido: 20-Dez-2019].
- [27] K. P. Davy, C. A. Desouza, P. P. Jones, e D. R. Seals, «Elevated Heart Rate Variability in Physically Active Young and Older Adult Women», *Clin. Sci.*, vol. 94, n. 6, pp. 579–584, Jun. 1998. Disponível em: <http://www.clinsci.org/cgi/doi/10.1042/cs0940579>. [Acedido: 01-Jun-2019].
- [28] P. W. F. Wilson, R. B. D’Agostino, D. Levy, A. M. Belanger, H. Silbershatz, e W. B. Kannel, «Prediction of Coronary Heart Disease Using Risk Factor Categories», *Circulation*, vol. 97, n. 18, pp. 1837–1847, Mai. 1998. Disponível em: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.CIR.97.18.1837>. [Acedido: 30-Ago-2019].
- [29] U. Rajendra Acharya, K. Paul Joseph, N. Kannathal, C. M. Lim, e J. S. Suri, «Heart rate variability: a review», *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 44, n. 12, pp. 1031–1051, Dez. 2006. Disponível em: <http://link.springer.com/10.1007/s11517-006-0119-0>. [Acedido: 17-Dez-2018].
- [30] W. Boucsein, *Electrodermal activity*. New York: Plenum Press, 1992. Disponível em: <https://www.worldcat.org/title/electrodermal-activity/oclc/26314127>. [Acedido: 20-Jan-2019].
- [31] R. Wentz, «The Body Blog: Why We Stink!», 2014. [Em linha]. Disponível em: <http://rachelwentzbooks.blogspot.com/2014/06/why-we-stink.html>. [Acedido: 29-Jan-2019].
- [32] D. V. M. Bishop, «Cerebral asymmetry and language development: cause, correlate, or consequence?», *Science*, vol. 340, n. 6138, p. 1230531, Jun. 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2017.08.024>. [Acedido: 14-Jun-2019].
- [33] L. Verastegui-Tena, H. van Trijp, e B. Piqueras-Fiszman, «Heart rate and skin conductance responses to taste, taste novelty, and the (dis)confirmation of expectations», *Food Qual. Prefer.*, vol. 65, n. November 2017, pp. 1–9, Abr. 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.foodqual.2017.12.012>. [Acedido: 15-Abr-2019].
- [34] S. Taylor, N. Jaques, Weixuan Chen, S. Fedor, A. Sano, e R. Picard, «Automatic identification of artifacts in electrodermal activity data», em *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2015, vol. 2015-Novem, pp. 1934–1937. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7318762/>. [Acedido: 13-Ago-2019].
- [35] T. F. of the E. S. Electrophysiology, «Heart Rate Variability», *Circulation*, vol. 93, n. 5, pp. 1043–1065, Mar. 1996. Disponível em: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.CIR.93.5.1043>. [Acedido: 17-Mar-2019].
- [36] «Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology.», *Circulation*, vol. 93, n. 5, pp. 1043–65, Mar. 1996. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8598068>. [Acedido: 01-Mar-2019].
- [37] S. Laborde, E. Mosley, e J. F. Thayer, «Heart Rate Variability and Cardiac Vagal Tone in Psychophysiological Research – Recommendations for Experiment Planning, Data Analysis, and Data Reporting», *Front. Psychol.*, vol. 08, n. FEB, pp. 1–18, Fev. 2017. Disponível em: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fpsyg.2017.00213/full>. [Acedido: 20-Fev-2019].

- [38] U. Rajendra Acharya, K. Paul Joseph, N. Kannathal, C. M. Lim, e J. S. Suri, «Heart rate variability: a review», *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 44, n. 12, pp. 1031–1051, Dez. 2006. Disponível em: <http://link.springer.com/10.1007/s11517-006-0119-0>. [Acedido: 17-Dez-2018].
- [39] M. Brennan, M. Palaniswami, e P. Kamen, «Poincaré plot interpretation using a physiological model of HRV based on a network of oscillators», *Am J Physiol Hear. Circ Physiol*, vol. 283, pp. 1873–1886, 2002. Disponível em: www.ajpheart.org. [Acedido: 13-Ago-2019].
- [40] M. Brennan, M. Palaniswami, e P. Kamen, «New insights into the relationship between Poincaré plot geometry and linear measures of heart rate variability», em *2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 1, pp. 526–529. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1018984/>. [Acedido: 08-Set-2019].
- [41] M. Hansson e P. Jönsson, «Estimation of HRV spectrogram using multiple window methods focussing on the high frequency power», *Med. Eng. Phys.*, vol. 28, n. 8, pp. 749–761, Out. 2006. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453305002468>. [Acedido: 25-Jan-2019].
- [42] L. Keselbrener e S. Akselrod, «Time–frequency analysis of transient signals – application to cardiovascular control», *Phys. A Stat. Mech. its Appl.*, vol. 249, n. 1–4, pp. 482–490, Jan. 1998. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0378437197005074>. [Acedido: 28-Jan-2019].
- [43] A. F. Brunetto, B. M. Silva, B. T. Roseguini, D. M. Hirai, e D. P. Guedes, «Limiar ventilatório e variabilidade da frequência cardíaca em adolescentes», *Rev. Bras. Med. do Esporte*, vol. 11, n. 1, pp. 22–27, Fev. 2005. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1517-86922005000100003&lng=pt&tlng=pt. [Acedido: 15-Fev-2019].
- [44] A. K. Golińska, «Detrended fluctuation analysis (DFA) in biomedical signal processing: Selected examples», *Stud. Logic, Gramm. Rhetor.*, vol. 29, n. 42, pp. 107–115, 2012. Disponível em: <http://logika.uwb.edu.pl/studies/download.php?volid=42&artid=kg&format=PDF>. [Acedido: 08-Set-2019].
- [45] M. P. Tulppo *et al.*, «Physiological Background of the Loss of Fractal Heart Rate Dynamics», *Circulation*, vol. 112, n. 3, pp. 314–319, Jul. 2005. Disponível em: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/CIRCULATIONAHA.104.523712>. [Acedido: 19-Jul-2019].
- [46] J. P. V. Madeiro, C. R. V. Seisdodos, P. C. Cortez, e J. A. L. Marques, «Análise de Desempenho da Entropia Aproximada (ApEn) na Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC)», Springer, Ed. Springer, Berlin, Heidelberg, 2013, pp. 1182–1185. Disponível em: http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-21198-0_300. [Acedido: 07-Set-2019].
- [47] R. G. Esteban, «Heart rate variability characterization using entropy measures», Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2008. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/37655074_Heart_rate_variability_characterization_using_entropy_measures. [Acedido: 07-Set-2019].
- [48] R.-C. Peng, W.-R. Yan, X.-L. Zhou, N.-L. Zhang, W.-H. Lin, e Y.-T. Zhang, «Time-frequency analysis of heart rate variability during the cold pressor test using a time-varying

- autoregressive model», *Physiol. Meas.*, vol. 36, n. 3, pp. 441–452, Mar. 2015. Disponível em: <http://stacks.iop.org/0967-3334/36/i=3/a=441?key=crossref.45cb0da4be9d76f8249aa31a5be74b34>. [Acedido: 01-Mar-2019].
- [49] «ESPECTROGRAMA - Definição e sinônimos de espectrograma no dicionário português». [Em linha]. Disponível em: <https://educalingo.com/pt/dic-pt/espectrograma>. [Acedido: 30-Jan-2019].
- [50] J. L. A. Carvalho, A. F. Rocha, L. F. Junqueira, J. S. Neto, I. Santos, e F. A. O. Nascimento, «A tool for time-frequency analysis of heart rate variability», em *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No.03CH37439)*, pp. 2574–2577. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1280441/>. [Acedido: 10-Set-2019].
- [51] H. F. Posada-Quintero, J. P. Florian, A. D. Orjuela-Cañón, T. Aljama-Corrales, S. Charleston-Villalobos, e K. H. Chon, «Power Spectral Density Analysis of Electrodermal Activity for Sympathetic Function Assessment», *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 44, n. 10, pp. 3124–3135, Out. 2016. Disponível em: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-016-1606-6>. [Acedido: 08-Nov-2018].
- [52] O. E. Eren, R. Ruscheweyh, C. Schankin, F. Schöberl, e A. Straube, «The cold pressor test in interictal migraine patients – different parasympathetic pupillary response indicates dysbalance of the cranial autonomic nervous system», pp. 1–10, 2018. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29661162>. [Acedido: 21-Ago-2019].
- [53] L. Mourot, M. Bouhaddi, e J. Regnard, «Effects of the cold pressor test on cardiac autonomic control in normal subjects.», *Physiol. Res.*, vol. 58, n. 1, pp. 83–91, 2009. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18198985>. [Acedido: 10-Ago-2019].
- [54] G. Stort, «Stroop effect», 2018. [Em linha]. Disponível em: <https://www.psychtoolkit.org/lessons/stroop.html>. [Acedido: 26-Jan-2019].
- [55] G. Lisi, D. Rivela, A. Takai, e J. Morimoto, «Markov Switching Model for Quick Detection of Event Related Desynchronization in EEG», *Front. Neurosci.*, vol. 12, n. FEB, Fev. 2018. Disponível em: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnins.2018.00024/full>. [Acedido: 26-Ago-2019].
- [56] G. Pfurtscheller e F. H. Lopes da Silva, «Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles.», *Clin. Neurophysiol.*, vol. 110, n. 11, pp. 1842–57, Nov. 1999. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10576479>. [Acedido: 22-Ago-2019].
- [57] R. K. Dishman, Y. Nakamura, E. M. Jackson, e C. A. Ray, «Blood pressure and muscle sympathetic nerve activity during cold pressor stress: Fitness and gender», *Psychophysiology*, vol. 40, n. 3, pp. 370–380, 2003. Disponível em: <http://doi.wiley.com/10.1111/1469-8986.00040>. [Acedido: 20-Jul-2019].
- [58] N. Aimie-Salleh e M. Malarvili, «Study of relationship between heart rate variability and autonomic function using cold pressor test for Malaysian population», em *2011 IEEE Colloquium on Humanities, Science and Engineering*, 2011, n. Chuser, pp. 351–354. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6163749/>. [Acedido: 22-Ago-2019].
- [59] M. N. Levy, «Brief Reviews», *Circ. Res.*, vol. 29, n. 5, pp. 437–445, Nov. 1971. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4330524>. [Acedido: 09-Set-2019].
- [60] R. G. Victor, W. N. Leimbach, D. R. Seals, B. G. Wallin, e A. L. Mark, «Effects of the

- cold pressor test on muscle sympathetic nerve activity in humans.», *Hypertension*, vol. 9, n. 5, pp. 429–436, Mai. 1987. Disponível em: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.HYP.9.5.429>. [Acedido: 09-Set-2019].
- [61] A. J. Hautala, T. H. Mäkikallio, T. Seppänen, H. V Huikuri, e M. P. Tulppo, «Short-term correlation properties of R-R interval dynamics at different exercise intensity levels.», *Clin. Physiol. Funct. Imaging*, vol. 23, n. 4, pp. 215–23, Jul. 2003. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12914561>. [Acedido: 15-Ago-2019].
- [62] B. N. Kyle e D. W. McNeil, «Autonomic arousal and experimentally induced pain: a critical review of the literature.», *Pain Res. Manag.*, vol. 19, n. 3, pp. 159–67, 2014. Disponível em: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4158962>. [Acedido: 10-Set-2019].
- [63] P. Rani, M. Rao Naidu, S. Reddy Khambam, e T. Kumar Rao, «Effect of cold stimulation-induced pain on pharmacodynamic responses in healthy human volunteers», *Int. J. Nutr. Pharmacol. Neurol. Dis.*, vol. 2, n. 1, p. 26, 2012. Disponível em: <http://www.ijnpnd.com/text.asp?2012/2/1/26/93129>. [Acedido: 10-Set-2019].
- [64] A. Garde, B. Laursen, A. Jørgensen, e B. Jensen, «Effects of mental and physical demands on heart rate variability during computer work», *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 87, n. 4–5, pp. 456–461, Jan. 2002. Disponível em: <http://link.springer.com/10.1007/s00421-002-0656-7>. [Acedido: 15-Ago-2019].
- [65] K. Niizeki e T. Saitoh, «Incoherent oscillations of respiratory sinus arrhythmia during acute mental stress in humans», *Am. J. Physiol. Circ. Physiol.*, vol. 302, n. 1, pp. H359–H367, Jan. 2012. Disponível em: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/ajpheart.00746.2011>. [Acedido: 15-Ago-2019].
- [66] H. Usui e Y. Nishida, «The very low-frequency band of heart rate variability represents the slow recovery component after a mental stress task», *PLoS One*, vol. 12, n. 8, p. e0182611, Ago. 2017. Disponível em: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0182611>. [Acedido: 27-Ago-2019].
- [67] R. Vazan, D. Filcikova, e B. Mravec, «Effect of the Stroop test performed in supine position on the heart rate variability in both genders», *Auton. Neurosci.*, vol. 208, pp. 156–160, Dez. 2017. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.autneu.2017.10.009>. [Acedido: 21-Ago-2019].
- [68] J. H. M. Tulen, P. Moleman, H. G. van Steenis, e F. Boomsma, «Characterization of stress reactions to the Stroop Color Word Test», *Pharmacol. Biochem. Behav.*, vol. 32, n. 1, pp. 9–15, Jan. 1989. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0091305789902049>. [Acedido: 10-Set-2019].
- [69] D. S. Bari, H. Y. Y. Aldosky, C. Tronstad, H. Kalvøy, e Ø. G. Martinsen, «Electrodermal responses to discrete stimuli measured by skin conductance, skin potential, and skin susceptance», *Ski. Res. Technol.*, vol. 24, n. 1, pp. 108–116, Fev. 2018. Disponível em: <http://doi.wiley.com/10.1111/srt.12397>. [Acedido: 27-Ago-2019].
- [70] R. P. Sloan, J. B. Korten, e M. M. Myers, «Components of heart rate reactivity during mental arithmetic with and without speaking», *Physiol. Behav.*, vol. 50, n. 5, pp. 1039–1045, Nov. 1991. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/003193849190434P>. [Acedido: 10-Set-2019].
- [71] «biosignalsplux | wearable body sensing platform - biosignalsplux | wearable body sensing platform». [Em linha]. Disponível em: <https://www.biosignalsplux.com/en/>. [Acedido: 31-Jan-2019].

- [72] «biosignalsplux - Sensors». [Em linha]. Disponível em: <https://www.biosignalsplux.com/en/products/sensors/>. [Acedido: 09-Jun-2019].
- [73] S. L. Castro, L. S. Cunha, e S. Neuropsicológico, «Teste Stroop Neuropsicológico em Português», n. 2000, 2009. Disponível em: [http://www.fpce.up.pt/labfala\[ano,mês,dia\]..](http://www.fpce.up.pt/labfala[ano,mês,dia]..) [Acedido: 09-Jun-2019].
- [74] M. Benedek e C. Kaernbach, «A continuous measure of phasic electrodermal activity», *J. Neurosci. Methods*, vol. 190, n. 1, pp. 80–91, Jun. 2010. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jneumeth.2010.04.028>. [Acedido: 08-Ago-2019].
- [75] M. Benedek e C. Kaernbach, «Decomposition of skin conductance data by means of nonnegative deconvolution», *Psychophysiology*, Mar. 2010. Disponível em: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1469-8986.2009.00972.x>. [Acedido: 21-Ago-2019].
- [76] F. Valadas, «Estudo da Variabilidade da Frequência Cardíaca em contexto cirúrgico como elemento preditivo de complicações peri-operatórias», NOVA School of Science and Technology, 2017.
- [77] H.-H. A, E. Gospodinova, I. Domuschiev, N. Dey, e A. Ashour, «Nonlinear analysis of heart rate variability in Type 2 diabetic patients», *Fractal Geom. Nonlinear Anal. Med. Biol.*, vol. 1, n. 4, 2016. Disponível em: <https://oatext.com/Nonlinear-analysis-of-heart-rate-variability-in-Type-2-diabetic-patients.php>. [Acedido: 16-Set-2019].
- [78] «Ledalab». [Em linha]. Disponível em: <http://www.ledalab.de/>.
- [79] R. Bailon, P. Laguna, L. Mainardi, e L. Sornmo, «Analysis of heart rate variability using time-varying frequency bands based on respiratory frequency.», *Conf. Proc. ... Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.*, vol. 2007, pp. 6675–8, Ago. 2007. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4353891/>. [Acedido: 14-Set-2019].

Apêndices

Apêndice A – Questionário para Caracterização da Amostra



Questionário de Caraterização da Amostra

Este questionário tem como principal objetivo a recolha de informações complementares para a caraterização da amostra de um estudo científico e além disso obter informações adicionais acerca da sua prestação ao longo do estudo. Este estudo visa aumentar o entendimento acerca do funcionamento do Sistema Nervoso Autónomo em situações de stress. Os dados recolhidos são anónimos e confidenciais e serão usados exclusivamente para a caraterização da amostra neste estudo.

Código:

Nº _____

(Não preencher este campo)

Secção de Dados pessoais

1. Género:	Feminino <input type="checkbox"/>	Masculino <input type="checkbox"/>
2. Idade:	_____	
3. Peso:	_____ Kg	
4. Altura:	_____ cm	
5. Toma medicação?	Sim <input type="checkbox"/>	Não <input type="checkbox"/>
6. Se sim, qual(ais)?	_____ _____ _____	
7. Fez cirurgias recentemente (últimos 2 anos)?	Sim <input type="checkbox"/>	Não <input type="checkbox"/>
8. Se sim, qual(ais)?	_____ _____	
9. É fumador(a)?	Sim <input type="checkbox"/>	Não <input type="checkbox"/>
10. Pratica exercício físico?	Sim <input type="checkbox"/>	Não <input type="checkbox"/>
11. Se sim, quantas vezes por semana?	_____ vezes por semana.	

Secção de autoavaliação após realização do protocolo

(Avalie as seguintes frases de 0 a 10, sendo 0 nada de acordo e 10 totalmente de acordo.)

1. Senti-me confortável com a realização deste protocolo.	<input type="text"/>
2. Estive completamente concentrado na realização do protocolo apresentado.	<input type="text"/>
3. Sinto-me bem-disposto(a).	<input type="text"/>
4. O estímulo frio deixou-me desconfortável.	<input type="text"/>
5. O estímulo de cores e palavras deixou-me desconfortável.	<input type="text"/>
6. Encontro-me distraído com assuntos pessoais.	<input type="text"/>
7. Sinto-me em baixo.	<input type="text"/>
8. Já tinha tido experiências com estímulos semelhantes.	<input type="text"/>

Apêndice B – Descrição detalhada da Amostra

Respostas à secção de dados pessoais do questionário apresentado no Apêndice A com a descrição da amostra

ID	Género	Idade	Peso (Kg)	Altura (cm)	Toma medicação ?	Qual?	Fez cirurgias recentemente ?	Se sim, quais?	É fumador?	Pratica exercício físico?	Quantas vezes por semana?
1	F	22	67	175	N		N		S	N	
2	M	24	70	174	N		N		S	N	
3	F	21	53	163	S	Pílula	N		N	N	
4	M	22	100	178	N		N		N	S	1
5	M	22	60	178	N		N		S	N	
6	M	19	67	1,76	S	symbicort, nasomet, singulair	N		N	N	
7	F	23	59	165	S	Pílula, symbicort(SOS), advantan (SOS)	N		S	N	
8	F	22	90	167	S	Clarissa, stagid, symbicort e rinialer e omeoprazol em SOS	N		N	N	
9	M	24	90	179	N		N		N	N	
10	M	42	77	185	N		N		N	N	
11	M	51	78	168	S	Colesterol	N		N	N	
12	F	19	65	167	S	Pílula,Anti-Inflamatório	S	Abertura do dedo	N	S	4
13	M	22	94	174	N		S	Quisto	N	S	4
14	F	19	54	155	N		S	Maxilo-facial, 2 cirurgias para remoção de microplacas	N	N	
15	M	22	100	178	N		N		S	N	
16	F	22	64	170	S	Pílula	S	Olhos	N	S	5
17	M	20	77	178	N		N		N	N	
18	F	21	72	169	S	Omega3, anti-stress	N		N	S	2
19	M	19	75	183	N		N		S	N	
20	M	22	80	180	S	Hidrocortisona Fludrocortisona	N		N	N	
21	F	24	65	174	N		N		S	N	
22	F	24	50	164	N		N		N	N	
23	F	22	57	1,64	S	atorvastatina	N		N	S	1
24	F	21	61	162	N		N		N	S	3
25	F	21	53	162	S	pílula	N		N	S	3
26	F	24	60	165	N		N		N	S	7
27	F	20	83	180	S	Pílula	N		N	N	
28	M	24	81	178	N		S	Artroscopia ao ombro, laser à visão	N	N	

Legenda:

M Género Masculino
 F Género Feminino
 N Não
 S Sim

Respostas ao questionário de avaliação após realização do protocolo presente no Apêndice A

ID	Número da questão							
	1	2	3	4	5	6	7	8
1	8	8	10	6	0	8	2	0
2	7	6	10	8	3	9	1	10
3	3	8	9	9	8	2	2	0
4	9	8	10	8	7	7	1	2
5	10	7	7	7	2	4	2	0
6	5	3	4	10	1	6	3	1
7	10	9	9	5	2	4	3	0
8	5	5	6	8	4	5	4	2
9	10	9	8	4	0	2	5	8
10	10	9	10	5	5	1	1	0
11	4	8	6	10	3	1	6	2
12	8	6	8	10	1	6	1	1
13	7	7	8	10	8	5	3	6
14	9	10	10	10	1	3	0	0
15	8	10	10	2	2	0	0	0
16	10	10	10	10	8	2	0	5
17	10	8	9	3	2	5	2	8
18	10	3	10	10	3	8	8	1
19	9	8	10	0	0	3	1	0
20	10	10	10	2	0	0	0	0
21	9	8	10	10	4	2	1	0
22	8	7	7	10	1	7	4	9
23	10	9	8	4	0	2	5	8
24	9	9	10	9	8	3	1	0
25	10	10	10	5	9	0	0	6
26	10	8	10	9	5	4	2	0
27	10	9	10	8	4	3	2	9
28	10	9	9	7	0	4	1	9

Legenda:

- 0 Nada de acordo
- 10 Totalmente de acordo

Apêndice C – Consentimento Informado



Consentimento Informado

Caro(a) Senhor(a),

O meu nome é Solange Fernandes Oliveira do Departamento de Física e realizo o mestrado integrado em Engenharia Biomédica na Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa. Gostaria de pedir a sua colaboração para a concretização de um estudo de investigação sob o tema “Uso de espectrogramas para o estudo do Sistema Nervoso Autónomo”.

Este estudo tem como objetivo aumentar o entendimento sobre o funcionamento do Sistema Nervoso Autónomo em situações de stress. Para isso, serão recolhidos registos de Atividade Eletrodérmica (EDA) e de Eletrocardiograma (ECG), de forma não invasiva, durante a realização sequencial do seguinte protocolo: 15 a 25 minutos em repouso, 3 minutos de estímulo frio, 10 minutos em repouso, 5 minutos a observar uma imagem, 2 minutos de estímulo STROOP, 10 minutos a observar uma imagem, 5 minutos em repouso, 2 minutos a efetuar uma tarefa de cálculo mental e por fim, mais 5 minutos em repouso. Será feita a gravação de voz a fim de registar a sua resposta aos estímulos STROOP e de cálculo mental.

A qualquer momento do estudo, é livre de desistir, caso assim o pretenda. A sua participação é voluntária e o estudo em questão não tem qualquer tipo de fins lucrativos.

Todos os dados recolhidos serão salvaguardados com o devido anonimato e confidencialidade. Não serão partilhadas quaisquer fotografias que permitam a sua identificação.

Se existirem dúvidas no preenchimento correto do questionário que se segue, por favor contacte a Solange Oliveira através do número 927444631, ou email sf.oliveira@campus.fct.unl.pt.

Confirmo que expliquei à pessoa abaixo indicada, de forma adequada e inteligível, os procedimentos necessários ao ato referido neste documento. Respondi a todas as questões que me foram colocadas e assegurei-me de que houve um período de reflexão suficiente para a tomada da decisão.

(Assinatura legível) _____

Data: ____/____/____

Ao participante voluntário

Por favor, leia com atenção todo o conteúdo deste documento. Não hesite em solicitar mais informações se não estiver completamente esclarecido(a).

Verifique se todas as informações estão corretas. Se tudo estiver conforme, então, assine este documento.





Declaro ter compreendido os objetivos que me foram propostos e explicados. Foi-me concedida a oportunidade de esclarecer todas as dúvidas sobre o assunto e para todas elas obtive uma resposta esclarecedora. Tive tempo suficiente para refletir sobre esta proposta, pelo que declaro que **Autorizo/ Não autorizo** (riscar o que não interessa) o ato indicado, bem como os procedimentos diretamente relacionados que sejam necessários no meu próprio interesse e justificados por razões fundamentadas.

(Assinatura legível) _____

Data: __/__/____

Apêndice D – Suporte Visual para o Protocolo Experimental

[illegible]

13	05:00		Reconhecimento de cor	14	00:05	XXXX XXXX XXXX XXXX	Treino de leitura	15	00:05	ROSA CINZA VERDE AZUL	16	00:10	AZUL VERDE ROSA CINZA ROSA AZUL VERDE
17	00:20			18	00:30	CINZA VERDE CINZA VERDE VERDE		19	00:50	ROSA CINZA AZUL CINZA ROSA AZUL VERDE AZUL	20	05:00	
21	* 05:00			22	05:00			23	02:00	Cálculo	24	05:00	

